



# Conception, modélisation et planification de mouvements d'un robot de résection pour la neurochirurgie

Carole Martin

## ► To cite this version:

Carole Martin. Conception, modélisation et planification de mouvements d'un robot de résection pour la neurochirurgie. Autre. Université Blaise Pascal - Clermont-Ferrand II, 2010. Français. NNT : 2010CLF22063 . tel-00625531

**HAL Id: tel-00625531**

**<https://theses.hal.science/tel-00625531>**

Submitted on 21 Sep 2011

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

N° d'ordre : D.U. 2063  
EDSPIC : 493

Université BLAISE PASCAL - Clermont II  
École Doctorale Sciences Pour l'Ingénieur

THÈSE  
présentée par

Carole Martin

pour obtenir le grade de  
**Docteur d'Université**  
Spécialité : Génie Mécanique

# Conception, modélisation et planification de mouvements d'un robot de résection pour la neurochirurgie

Soutenue publiquement le 3 Novembre 2010 devant le jury :

Philippe BIDAUD	Professeur des universités, Université Pierre et Marie Curie	Président
Etienne DOMBRE	Directeur de recherche CNRS, LIRMM	Rapporteur
Gérard POISSON	Professeur des universités, Université d'Orléans	Rapporteur
Grigore GOGU	Professeur des universités, IFMA	Directeur
Jean-Jacques LEMAIRE	Professeur des universités, Université d'Auvergne	Examineur
Frédéric CHAPELLE	Maître de conférences, IFMA	Co-encadrant, Examineur

Laboratoire de Mécanique et Ingénieries (LaMI)  
Université Blaise Pascal (UBP) - Institut Français de Mécanique Avancée (IFMA)



# Remerciements

Je souhaite remercier en premier lieu Philippe BIDAUD, président du Jury, ainsi que Etienne DOMBRE et Gérard POISSON, pour avoir accepté de rapporter mon travail et avoir ouvert plusieurs pistes de travail pour la suite.

Cette thèse s'est déroulée dans le Laboratoire de Mécanique et Ingénieries (Aubière), et à ce titre je remercie Pascal RAY, directeur du laboratoire, pour m'y avoir accueillie et fait découvrir ce sujet de recherche. Un grand merci à lui également pour m'avoir soutenue et conseillée.

Je tiens à remercier également Grigore GOGU, pour avoir dirigé ces travaux, et Jean-Jacques LEMAIRE, initiateur du projet, pour son expertise médicale et ses encouragements continus. Mes plus vifs remerciements vont à Frédéric CHAPELLE, qui m'a encadrée durant ces travaux, malgré la maladie. Il a fait preuve de beaucoup de courage quotidiennement et je lui en suis reconnaissante.

Le démonstrateur issu de ces travaux n'aurait sans doute pas vu le jour sans la participation active de Nicolas BLANCHARD, Julien CHAPUT, Hugues PERRIN et Christophe VALAT. Merci à eux pour leur aide dans la réalisation du prototype et lors des tests de résection d'oeuf. Je suis aussi reconnaissante à Omar AIT-AIDER qui a pris beaucoup de son temps pour mettre au point le procédé de mesure par vision lors de la validation expérimentale du prototype. Mes remerciements vont encore à Viorel ACHIM pour m'avoir permis d'assister à une opération de neurochirurgie, Jérôme COSTE pour son implication dans le développement des gels simulant le cerveau, ainsi que Jacques MEYRIEUX pour m'avoir aimablement prêté la pompe à vide du SAMU pour mes expériences.

Travaillant sur le même projet, je transmets également mes remerciements à Matthieu ALRIC et Fabien TIXIER pour leur collaboration, ainsi que Benoît BOCKSTAHLER et Mickaël LAPLACE pour leur contribution et leur intérêt lors de leur stage.

J'exprime ma profonde gratitude à Emmanuel DUC pour son soutien constant et ses conseils judicieux tout au long de ma thèse, et tout particulièrement à Anne-Marie ADEVAH-POEUF pour le réconfort et l'aide qu'elle m'a apportés, et qui m'ont permis de progresser énormément.

Je remercie tous les membres du laboratoire et amis, qui ont apporté joie et bonne humeur tous les jours de ces trois ans de thèse : Pierre, Benoît, Greg (le petit), Guillaume, Greg (le grand), Sylvain, Cécile, Su, Vincent, Thomas, Agnès, Miguel, Hélène, Flavien, Khaled, Jaqueline.

Enfin, je remercie celui qui a été à mes côtés pendant ces trois ans, m'a soutenue inconditionnellement et supportée pendant les moments difficiles. Fred, un grand merci à toi.





## Résumé/Abstract

Depuis son apparition la robotique chirurgicale s'avère bénéfique pour les patients et pour les praticiens car elle améliore la qualité des opérations. Ces travaux de thèse portent sur la conception, la modélisation et la planification de mouvements d'un système robotique destiné à réséquer une tumeur cérébrale. La définition des contraintes liées à la tâche de résection de tumeur (adaptabilité aux différentes formes de tumeurs et espace de travail restreint et évolutif) met en évidence la problématique liée à la conception du robot et à sa stratégie de résection. La conception modulaire retenue utilise des câbles et dispose de sept degrés de liberté. Une modélisation géométrique de la solution est proposée. La planification de trajectoire du robot redondant dans un environnement dynamique qui dépend de sa trajectoire est basée sur un principe de génération interactive. Elle utilise un découplage des degrés de liberté du robot et définit des procédures élémentaires qui pourront être choisies et assemblées par le neurochirurgien. Une méthode par discrétisation est proposée pour déterminer l'espace des procédures adaptées au robot et limiter le choix du chirurgien aux procédures effectivement réalisables. Une simulation montre que la solution robotique associée à la méthode interactive de génération de trajectoire permet de réséquer une grande partie d'une tumeur témoin, et la réalisation d'un démonstrateur offre des perspectives d'expérimentations en conditions simulées.

*Since the beginning of surgical robotics, surgical robots continue to find their place in clinical routine. They improve the quality and safety of operations, and comfort for the surgeon. This work addresses the design, modeling and path planning of a robotic system for brain tumor resection. The characterization of the surgical task (adaptability to the high diversity of tumor shapes, limited and evolving workspace) points out the requirements for the robot design and resection path planning. A modular robot with seven degrees of freedom is selected (high dexterity) and is actuated by wires. A kinematic (geometric) model is built. Motion planning of the redundant robot in evolving and path depending workspace is based on an interactive path planning. The method uncouples the degrees of freedom and defines elementary procedures, which are assembled in an arbitrary sequence by the neurosurgeon. A discretization method allows computing the procedure space that presents the possible locations, orientations and sizes of resected areas with respect to the robot limitations to bound procedure choices. A simulation on a real tumor case reveals that the chosen robotic concept associated to the interactive motion planning method allows removing the tumor for the most part. A demonstrator is realized and will provide opportunities for experiments in simulated conditions.*

**Mots clés :** robotique neurochirurgicale, résection de tumeur, robot à câbles, modélisation, robot redondant, espace de travail dynamique, génération de trajectoire.

# Table des matières

<b>Introduction</b>	<b>9</b>
<b>1 Contexte</b>	<b>13</b>
1.1 Le traitement actuel des tumeurs cérébrales . . . . .	13
1.1.1 Les différentes méthodes . . . . .	13
1.1.2 L'opération chirurgicale d'ablation de tumeur . . . . .	14
1.1.3 Avantages de l'utilisation d'un système robotique . . . . .	14
1.2 Aperçu de la robotique neurochirurgicale . . . . .	15
1.2.1 Types de robots utilisés en neurochirurgie . . . . .	15
1.2.2 Importance du degré d'autonomie des robots médicaux . . . . .	19
1.3 Définition d'un système multi-robots de résection de tumeurs cérébrales . .	21
1.3.1 Robot porteur : le Surgiscope . . . . .	22
1.3.2 Dispositif de fixation au crâne et d'ouverture . . . . .	22
1.3.3 Robot de déploiement pour accéder à la tumeur . . . . .	23
1.3.4 Robot d'ablation . . . . .	24
1.3.5 Autres fonctionnalités à intégrer . . . . .	25
1.3.6 Rôle du neurochirurgien . . . . .	26
1.4 Problématique et objectifs de la thèse . . . . .	26
1.4.1 Cahier des charges . . . . .	26
1.4.2 Objectif de la thèse . . . . .	28
<b>2 Systèmes potentiellement utilisables pour la résection de tumeurs</b>	<b>29</b>
2.1 Systèmes robotiques à liaisons élastiques . . . . .	29
2.1.1 Actionnement embarqué (direct drive) . . . . .	29
2.1.2 Actionnement déporté . . . . .	34
2.2 Systèmes robotiques à liaisons classiques . . . . .	40
2.2.1 Actionnement embarqué . . . . .	40
2.2.2 Actionnement déporté . . . . .	43
2.3 Choix d'une solution . . . . .	53
2.3.1 Analyse de quelques architectures envisageables . . . . .	54
2.3.2 Bilan et choix de l'architecture du robot de résection . . . . .	58
2.3.3 Choix de l'outil de résection . . . . .	60
2.3.4 Interface avec le robot de déploiement . . . . .	61
2.4 Synthèse . . . . .	62

<b>3</b>	<b>Modélisation Géométrique</b>	<b>65</b>
3.1	Schéma cinématique . . . . .	65
3.1.1	Schéma d'un demi-module . . . . .	65
3.1.2	Schéma d'un module . . . . .	73
3.2	Modélisation géométrique d'un module . . . . .	75
3.2.1	Calculs préliminaires . . . . .	75
3.2.2	Modèle direct de l'actionnement du module . . . . .	79
3.2.3	Modèle inverse de l'architecture sérielle du module . . . . .	81
3.2.4	Synthèse . . . . .	82
3.3	Modélisation géométrique du robot . . . . .	83
3.3.1	Modèle direct . . . . .	83
3.3.2	Modèle inverse . . . . .	86
3.4	Synthèse . . . . .	88
<b>4</b>	<b>Planification de résection</b>	<b>89</b>
4.1	Planification de trajectoire . . . . .	89
4.1.1	Génération de trajectoire des robots redondants . . . . .	89
4.1.2	Génération de trajectoire du robot de résection . . . . .	90
4.2	Définition des procédures élémentaires . . . . .	92
4.2.1	Procédure d'entrée . . . . .	93
4.2.2	Première procédure élémentaire . . . . .	94
4.2.3	Deuxième procédure élémentaire . . . . .	97
4.3	Aide au choix du chirurgien . . . . .	104
4.3.1	Objectifs . . . . .	104
4.3.2	Espaces de travail des robots sériels et parallèles . . . . .	104
4.3.3	Espace de travail en orientation du robot de résection . . . . .	106
4.4	Simulation sur tumeur réelle . . . . .	118
4.4.1	Création d'une interface graphique pour le choix des procédures . . .	118
4.4.2	Exemple de résection d'une tumeur réelle . . . . .	119
4.5	Synthèse . . . . .	119
<b>5</b>	<b>Réalisation d'un démonstrateur et expérimentations</b>	<b>121</b>
5.1	Test de l'outil de résection . . . . .	121
5.1.1	Protocole expérimental . . . . .	121
5.1.2	Résultats . . . . .	122
5.2	Choix technologiques et fabrication du robot de résection . . . . .	123
5.2.1	Conception générale . . . . .	123
5.2.2	Choix des actionneurs . . . . .	123
5.2.3	Interface de commande du système . . . . .	127
5.3	Mise en oeuvre du robot de résection . . . . .	127
5.3.1	Gestion de la redondance d'actionnement . . . . .	127
5.3.2	Gestion du couplage entre modules . . . . .	128
5.4	Validation du modèle géométrique . . . . .	129
5.4.1	Protocole expérimental . . . . .	129
5.4.2	Test d'un module . . . . .	132
5.5	Analyse critique de l'hypothèse de symétrie des plateaux . . . . .	135

5.5.1	Comportement en position neutre . . . . .	135
5.5.2	Comportement hors position neutre . . . . .	136
5.5.3	Propositions d'amélioration du démonstrateur . . . . .	137
5.6	Synthèse . . . . .	140
<b>Conclusion</b>		<b>143</b>
<b>Annexes</b>		<b>145</b>
A	Liste des procédures . . . . .	145
B	Développement d'un modèle statique de l'actionnement . . . . .	147
C	Détails de la conception . . . . .	156
<b>Bibliographie</b>		<b>166</b>



# Introduction

Depuis l'antiquité la chirurgie traditionnelle n'a cessé d'évoluer, utilisant des instruments chirurgicaux de plus en plus fins et performants, mais toujours « à ciel ouvert » : il fallait pratiquer une large incision pour accéder à l'organe à opérer, le voir, et avoir suffisamment d'espace de travail. Seuls, la vue des organes et de ses gestes ainsi que le toucher par l'intermédiaire des instruments permettaient au chirurgien de maîtriser sa tâche.

Le développement de capteurs et de systèmes d'imagerie médicale (échographie, ultrasons, IRM, CT, capteurs optiques...) permit de fulgurants progrès en chirurgie, puisque l'on comprit alors la possibilité de « voir » l'intérieur du corps humain sans l'ouvrir. Ces progrès technologiques ont permis l'introduction dans les années 1980 des robots dans le domaine médical, et plus particulièrement dans les blocs opératoires. Les premiers robots servirent à positionner des outils par rapport aux images fournies par les systèmes d'imagerie (i.e. le PUMA en neurochirurgie) ou pour positionner des caméras à l'extérieur du patient ou à l'intérieur de son corps (endoscopes). Ces derniers sont à l'origine de la chirurgie mini-invasive, pour laquelle les instruments sont insérés dans le corps à travers de petites incisions après avoir insufflé du gaz dans l'abdomen du patient pour libérer de l'espace libre, et sont guidés par des tubes (les trocars). L'endoscope, inséré dans l'un de ces tubes permet au chirurgien de manipuler ses instruments depuis l'extérieur.

Comme le retour haptique des instruments (le sens du toucher) et l'espace de travail sont considérablement amoindris par cette nouvelle technique, les robots maîtres-esclaves (tels le Da Vinci) sont apparus. Constitués d'un ou plusieurs bras esclaves avec un instrument fixé en leur extrémité, ils sont pilotés directement par le chirurgien via une interface haptique de commande. Le système peut filtrer les tremblements du chirurgien, lui fournir un retour d'effort ou intégrer un rapport d'échelle pour augmenter la précision des gestes chirurgicaux. Pour des opérations à coeur battant, les progrès de la robotique permettent de compenser les mouvements dus à la respiration du patient.

Cependant, une erreur de positionnement ou de mouvement est toujours possible. Pour améliorer la sécurité, des robots dits synergiques ont été imaginés. Ils contraignent les mouvements du chirurgien en ne transmettant à l'effecteur que des déplacements compatibles avec le planning préopératoire. On peut citer l'Acrobot (Acrobot Ltd Company), utilisé pour forer les os lors d'arthroplasties totales du genou (remplacement de l'articulation par un implant), ou le PADyC ([TCB<sup>+</sup>03]) qui est programmable pour plusieurs types d'opérations. Les scientifiques ont aussi voulu augmenter l'autonomie des robots. Robodoc (Integrated Surgical Systems Inc.) par exemple est utilisé pour le forage des os dans les opérations d'arthroplastie partielle ou totale de la hanche. Il existe encore bien d'autres robots dans le domaine médical plus généralement. On peut citer par exemple des systèmes de télé-échographie qui permettent de réaliser des échographies à distance



(Hippocrate,[PDD<sup>+</sup>99]), des systèmes de prélèvement de peau (Dermarob,[DDPP02]), des systèmes de prise de sang (Bloodbot).

La robotique est bénéfique pour les patients et pour les praticiens car elle permet d'améliorer la qualité des opérations, d'offrir plus de confort pour les chirurgiens, de réduire les temps d'opération (et de ce fait les risques et les coûts), et de minimiser les temps de rétablissement des patients.

Cependant, en neurochirurgie les contraintes sont différentes de la chirurgie en général. En effet, la chirurgie cérébrale est réalisée à l'intérieur d'une cavité fermée (le crâne) où l'organe (le cerveau) occupe complètement l'espace et ne peut supporter de grandes perturbations. De plus la précision de positionnement est critique. La chirurgie mini-invasive (avec insufflation de gaz) ne pouvant être pratiquée, à l'heure actuelle seuls le positionnement d'instruments classiques ou l'insertion de sondes en ligne droite sont réalisables de manière robotique.

Ces travaux de thèse font partie d'un projet de recherche concernant la définition et la conception d'un nouveau système multi-robots pour réséquer de manière la plus autonome possible des tumeurs cérébrales. De nature pluridisciplinaire, ce projet met en jeu différents partenaires du site clermontois : Laboratoire de Mécanique et Ingénieries (LaMI), Laboratoire des Sciences et Matériaux pour l'Electronique et d'Automatique (LASMEA), Laboratoire d'Algorithmique et Image de Clermont-Ferrand (LAIC), Image-Guided Clinical Neuroscience and Connectomics Laboratory (IGCNC, UFR Médecine), Laboratoire de Pharmacologie (CHU Clermont-Ferrand) ainsi qu'un partenaire international : Center for Advanced Surgical and Interventional Technology (CASIT, University of California) (figure 1).

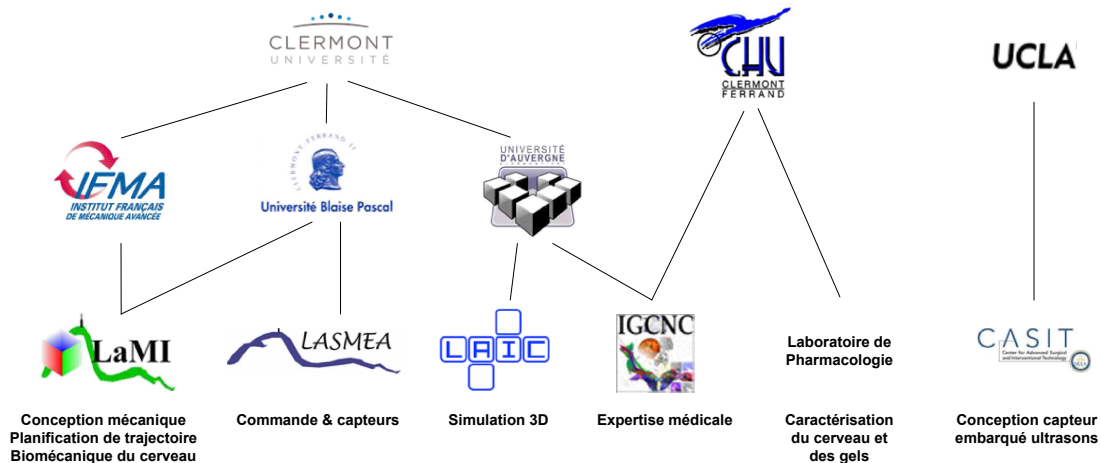


FIGURE 1 – Les différents acteurs du projet de robot pour la neurochirurgie.

Dans ce cadre, les travaux de cette thèse portent plus particulièrement sur la conception, la modélisation et la planification de mouvement intégré du sous-système robotique destiné à réséquer une tumeur cérébrale, une fois l'accès à la tumeur créé. Ce robot, appelé robot de résection, nécessite une importante dextérité pour se mouvoir dans un espace limité et évolutif et pour balayer un volume quelconque de tumeur tout en évitant d'endommager

les tissus sains du cerveau.

Le chapitre 1 présente le contexte général du robot pour la neurochirurgie et définit le système multi-robots de résection de tumeurs cérébrales en quatre sous-systèmes, dont le robot de résection auquel on s'intéresse dans cette thèse. Le rôle, les contraintes ainsi que la problématique de ce dernier en particulier sont détaillés et l'objectif de la thèse est explicité.

Le chapitre 2 dresse un état de l'art des systèmes invasifs ou non, pertinents quant à l'application envisagée. Les caractéristiques des systèmes présentés sont détaillées et confrontées aux contraintes du robot de résection. Cette étude aboutit à la synthèse de quelques solutions technologiques envisageables. Une analyse de ces solutions permet de choisir la solution la plus adaptée à la résection de tumeur.

Le chapitre 3 aborde la modélisation géométrique directe et inverse de la solution retenue, en discernant la modélisation de la partie actionnement parallèle du robot de la modélisation de la partie architecture sérielle. Les modèles sont explicités pour un module, puis pour plusieurs modules du robot.

Le chapitre 4 définit la stratégie de résection de tumeur, intégrant la redondance du robot et la généricité des tumeurs. Une génération interactive de trajectoire est présentée. Elle consiste en une séquence de procédures élémentaires choisie par le neurochirurgien, selon la configuration de la tumeur. Trois procédures élémentaires sont définies, et l'ensemble des procédures réalisables par le robot est calculé afin d'aider le neurochirurgien dans ses choix.

Enfin, le chapitre 5 décrit la conception et la fabrication d'un démonstrateur, ainsi qu'une première solution de commande en position intégrant la redondance d'actionnement du robot. Des tests expérimentaux permettent de valider le modèle géométrique et de vérifier la pertinence de la conception du système.



# Chapitre 1

## Contexte

L'objectif de ces travaux de thèse est la conception d'un robot pour la résection de tumeurs cérébrales. Afin de bien comprendre les contraintes liées tant à la neurochirurgie qu'à la résection de tumeurs, on présente la place de la résection chirurgicale de tumeurs parmi les divers traitements actuels, et les avantages d'un robot pour effectuer cette tâche. Un bref aperçu de la robotique en neurochirurgie montre les limitations actuelles de la robotique en neurochirurgie, et aboutit à la définition d'un système global multi-robots. Les rôles des différents sous-systèmes sont explicités et les contraintes et la problématique du robot de résection auquel on s'intéresse sont détaillées.

### 1.1 Le traitement actuel des tumeurs cérébrales

#### 1.1.1 Les différentes méthodes

Plusieurs méthodes sont possibles pour traiter une tumeur cérébrale, choisies selon le type de la tumeur, sa taille, son emplacement dans le cerveau, ainsi que l'état du patient ([Nat]).

##### 1.1.1.1 La chimiothérapie

Cette technique consiste à administrer au patient des substances chimiques qui stoppent la reproduction des cellules tumorales. Cependant, en raison des nombreux effets secondaires qui peuvent altérer l'état de santé du patient, la chimiothérapie est rarement utilisée seule, mais plutôt combinée aux autres traitements.

##### 1.1.1.2 La radiothérapie

Cette technique utilise des radiations pour détruire les cellules cancéreuses en bloquant leur capacité à se multiplier. L'irradiation a pour but de détruire toutes les cellules tumorales tout en épargnant les tissus sains périphériques, et permet de détruire des tumeurs situées dans des endroits peu accessibles de manière chirurgicale. Cependant, elle ne s'applique en général qu'aux tumeurs de faibles dimensions ( $< 35\text{mm}$ ) et de forme plutôt sphérique, ce qui rend cette technique utilisable dans environ 10% des cas.

### **1.1.1.3 L’ablation chirurgicale**

L’opération de chirurgie consiste à réséquer, entièrement ou partiellement, la tumeur. Cette technique est lourde pour le patient et limitée quant à ses possibilités. En effet, de nombreuses tumeurs ne sont pas accessibles à cause de leur localisation dans le cerveau : soit elles sont situées près de zones vitales ou critiques (comme la zone de motricité ou des zones contenant de gros vaisseaux), soit pour y accéder le chirurgien doit traverser ces zones critiques.

La conception d’un robot pour la neurochirurgie mini-invasive vise à améliorer cette dernière méthode pour pouvoir opérer des tumeurs dans des zones aujourd’hui inaccessibles et ce de manière plus sécuritaire. On détaille dans le paragraphe suivant cette technique pour comprendre comment concevoir le robot.

## **1.1.2 L’opération chirurgicale d’ablation de tumeur**

### **1.1.2.1 Préparation de l’opération**

Après avoir repéré la localisation de la tumeur dans le cerveau du patient grâce aux images IRM, le patient est installé et endormi. Son crâne est fixé à la table d’opération pour éviter tout mouvement pendant l’opération, et sa position exacte est repérée par rapport à la position du microscope. Les images IRM sont ensuite recalées sur les images courantes de la tête : la tumeur est alors localisée dans le crâne du patient. Des protections stériles sont ensuite mises en place, la peau est incisée, et le crâne ouvert.

### **1.1.2.2 Ablation de la tumeur**

Après s’être créé l’accès à la tumeur, le chirurgien la résèque en la fragmentant (c’est-à-dire découper en petits bouts, grâce à des outils appropriés), et aspire les fragments à l’aide d’un aspirateur. Certaines tumeurs, très molles, peuvent être réséquées par aspiration seulement ; d’autres sont plus dures et requièrent d’autres outils. Si besoin, il peut être amené à cautériser des vaisseaux (arrêter la circulation sanguine) en cas d’hémorragie, ou projeter de l’eau pour nettoyer le champ opératoire. C’est grâce à son toucher, sa vue et aux images IRM qu’il distingue la tumeur du cerveau sain.

### **1.1.2.3 Finition de l’opération**

Pour finir, le chirurgien injecte un liquide neutre dans l’espace vide qui n’est plus occupé par la tumeur, referme le crâne et les tissus.

## **1.1.3 Avantages de l’utilisation d’un système robotique**

Lors d’opérations chirurgicales conventionnelles, l’ablation de tumeurs se fait à partir d’ouvertures du crâne relativement restreintes. Ensuite, une cortectomie et la création d’un espace libre autour de la trajectoire d’accès à la tumeur sont réalisées, en poussant délicatement sur les côtés les tissus du cerveau par le biais d’écarteurs. L’accès à la tumeur est d’autant plus facilité que celle-ci se trouve en périphérie du cerveau et la moins ancrée possible (la moins connectée possible par des vaisseaux sanguins). Il n’en demeure pas moins que certaines tumeurs sont trop profondément implantées ou entourées de zones du

cerveau appelées zones éloquentes (zones fonctionnelles ou motrices qui peuvent entraîner de sévères dommages en cas de lésions), et que leurs opérations comportent de trop grands risques, ou sont impossibles à réaliser.

Cette limitation est principalement due au fait que le chirurgien ne peut accéder aux tumeurs que de manière quasi-rectiligne, et ce, à cause des instruments utilisés (les écarteurs) qui ne permettent pas de progresser suivant des trajectoires courbes. Enfin, la taille des tumeurs rajoute encore de la difficulté, la réduction de celles-ci engendre un affaissement du cerveau, qui ne peut être que partiellement récupéré par le chirurgien. Disposer d'un robot qui puisse avoir des structures et des configurations permettant de courber son corps, d'aller plus profondément à l'intérieur du cerveau du patient, tout en nécessitant moins d'espace de pénétration (dans les limites de la solution mécanique adoptée et des technologies utilisées pour la conception), serait donc une aide technique indéniable pour le chirurgien.

De plus, comparativement aux opérations de neurochirurgie conventionnelle, un robot qui pourrait entrer dans le cerveau par des incisions étroites et étanches, tout en maintenant la pression intracrânienne à son taux nominal, représenterait un avantage supplémentaire. Ceci pourrait limiter les risques d'hémorragies et d'infections, et ainsi permettre au patient de récupérer plus vite après l'opération.

Enfin, les tumeurs peuvent avoir des formes et des volumes complexes, et présenter des interpénétrations dans les tissus environnants (plus ou moins dissociables entre parties saines et parties tumorales). Il est très rare qu'elles puissent être retirées d'un seul tenant. Elles doivent être découpées en petits morceaux tout en respectant la frontière minimale délimitant la tumeur du cerveau sain. Des solutions mécaniques et robotiques peuvent être envisagées pour remplir ces différentes tâches. Le cahier des charges de conception d'un robot susceptible de répondre à l'ensemble de ces différents critères est présenté dans la suite de ce chapitre.

## 1.2 Aperçu de la robotique neurochirurgicale

### 1.2.1 Types de robots utilisés en neurochirurgie

#### 1.2.1.1 Robots de positionnement

Les premiers robots utilisés sont des robots destinés à positionner des outils, qui ne présentent pas de risques élevés pour le patient. Le premier robot qui fut utilisé en neurochirurgie en 1985 était un robot industriel : il s'agit du **PUMA** ([KHJH88]). Un cadre stéréotaxique est fixé sur la tête du patient, et les coordonnées 3D de la lésion intracrânienne sont repérées par imagerie. Le robot PUMA positionne à partir de ces données un guide, qui permet au chirurgien d'insérer une aiguille pour réaliser une biopsie (prélèvement de tissu).

Avec le PUMA, les chirurgiens ne pouvaient pas surveiller le positionnement de l'aiguille par rapport à la cible en temps réel, et étaient aveugles aux déplacements du cerveau. Pour répondre à ce besoin, de nouveaux systèmes ont été développés : le système **Minerva** est un bras robotisé placé à l'intérieur d'un scanner et permet le suivi en temps réel. On peut également citer le **NeuroMate** (Integrated Surgical Systems, Inc.) qui dispose d'un guide qui permet de positionner non seulement des aiguilles, mais aussi de nouveaux outils comme

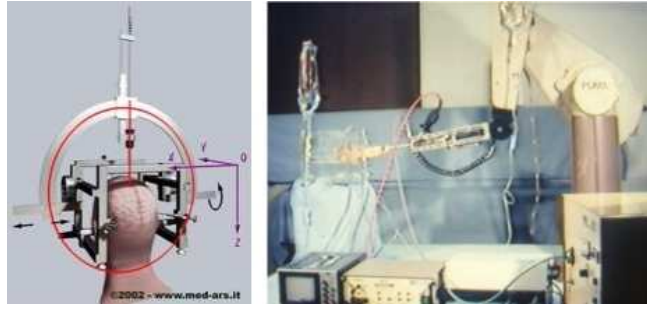


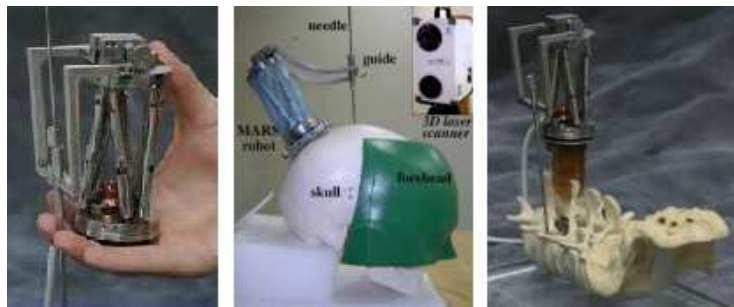
FIGURE 1.1 – Cadre stéréotaxique [med] et le PUMA

des fraiseuses, sondes, électrodes, endoscopes ou micromanipulateurs. Le NeuroMate a été utilisé pour environ 3000 opérations de neurochirurgie.



FIGURE 1.2 – Le NeuroMate [neu]

Les problèmes d'encombrement et surtout du coût élevé de ces systèmes ont amené des scientifiques à développer un nouveau concept : le robot miniature **MARS** ([JSS<sup>+</sup>05]) fixé à même le patient permet de s'affranchir des mouvements de ce dernier, et d'assurer une meilleure sécurité du fait des faibles puissances mises en jeu. Ce robot parallèle à 6 degrés de liberté se place automatiquement dans la position programmée, après une prise d'images préopératoires et détermination par le chirurgien de la position cible.

FIGURE 1.3 – Le robot MARS, son utilisation en neurochirurgie (CrainioAssist, [JSS<sup>+</sup>05]) et en chirurgie de la colonne vertébrale (SpineAssist, [maz]).

Enfin, on peut également citer :

- le **NeuroMaster** en neurochirurgie ([LZT<sup>+</sup>04]) qui utilise pour le repérage de la tumeur pendant l'opération un dispositif de vision composé de deux caméras et de marqueurs collés sur la tête du patient,

- le **SpineBot** ([CLO<sup>+</sup>04]) en chirurgie de la colonne vertébrale, qui compense les mouvements du patient dus à la respiration pendant l'opération.



FIGURE 1.4 – De gauche à droite : le NeuroMaster ([LZT<sup>+</sup>04]) et le SpineBot ([CLO<sup>+</sup>04]).

Les robots de positionnement ont été aussi utilisés pour positionner des caméras. En effet, pendant une opération de chirurgie (en neurochirurgie ou autre), c'est un assistant du chirurgien qui oriente une caméra ou un endoscope à la demande du chirurgien, qui a déjà les deux mains occupées. L'idée d'un robot qui pourrait piloter l'endoscope est née avec l'**AESOP** (Automated Endoscopic System for Optimal Positioning, Computer Motion, Inc, 1994), qui positionne automatiquement un endoscope selon les directives vocales du chirurgien.

D'autres systèmes ont été développés depuis, comme le **Surgiscope** (Elekta, Inc, Atlanta, GA, 1997), une plateforme 6 axes à architecture parallèle, fixée au plafond de la salle d'opération qui positionne un microscope grâce à différents mouvements préprogrammés ou manuellement.

On peut citer également un système développé par Krupa et al. ([KGD<sup>+</sup>03]), qui repositionne automatiquement les instruments chirurgicaux de laparoscopie dans le champ de vision du chirurgien.



FIGURE 1.5 – Le robot AESOP [aes] et le Surgiscope [sur]



### 1.2.1.2 Robots maîtres-esclaves

En chirurgie mini-invasive, le chirurgien perd le retour haptique des instruments (son sens du toucher) et son espace de travail s'est considérablement amoindri. En plus d'une posture fatigante, le chirurgien est vite limité par ses capacités naturelles de dextérité. Les robots maîtres-esclaves sont destinés à améliorer le geste chirurgical.

Ils consistent en un (ou plusieurs) bras esclave avec un instrument fixé en son extrémité, piloté directement par le chirurgien via une interface haptique de commande. Le système peut filtrer les tremblements du chirurgien et lui fournir un retour d'effort. Un rapport d'échelle entre les mouvements de l'esclave et les mouvements du chirurgien augmente la précision des gestes chirurgicaux.

Basés sur ce concept, des systèmes ont été développés pour la neurochirurgie. Le **NeuroRobot** ([HKK<sup>+</sup>01]) permet d'introduire les instruments chirurgicaux ainsi qu'un endoscope dans le cerveau dans un seul et même tube de 10mm de diamètre.

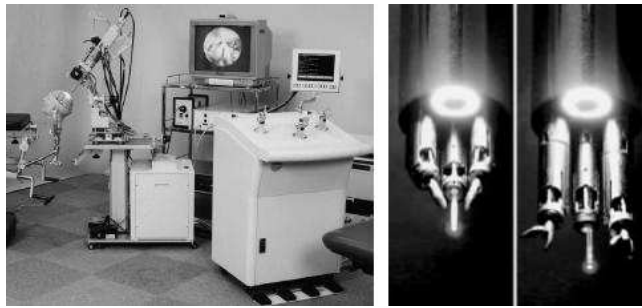


FIGURE 1.6 – Le NeuroRobot et ses outils terminaux [HKK<sup>+</sup>01].

Le **NeuroArm** ([SML03]) améliore le concept en permettant au chirurgien d'effectuer toutes sortes de tâches (manipulation de tissus, microdissection, thermocoagulation, suture, aspiration, coupe ou microcoupe, utilisation d'aiguilles et de forceps). Très précis ( $30\mu\text{m}$ ), il est compatible avec l'imagerie par résonance magnétique (IRM), ce qui lui permet d'être programmable et de limiter le champ opératoire du chirurgien (voir les robots synergiques).

Enfin le système plus récent **Rosa** ([ros], MedTech, 2010) combine des fonctions de neuronavigation aux bras robotiques à retour d'effort, pour permettre toujours plus de confort et de précision pour le neurochirurgien.

### 1.2.1.3 Robots autonomes

Plus que des robots maîtres-esclaves ou des robots de positionnement, les scientifiques ont aussi voulu chercher l'autonomie de robots. Le **CyberKnife** (Accuray Inc., [cyb]) procède lui-même à la localisation de la tumeur par CT scan, définit la trajectoire à utiliser pour viser la tumeur, et l'élimine par radio-chirurgie.

Enfin, le robot développé par Tsai et al perce le crâne pour des opérations neurochirurgicales ([TH07]). Sa tâche consiste à positionner le système selon une pose définie par le chirurgien, percer, s'arrêter quand nécessaire et se retirer.



FIGURE 1.7 – *CyberKnife [cyb]*

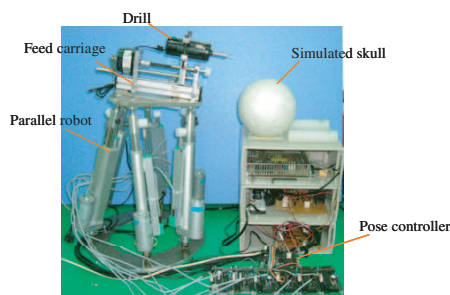


FIGURE 1.8 – *Robot à architecture parallèle pour le perçage du crâne [TH07].*

### 1.2.2 Importance du degré d'autonomie des robots médicaux

Ainsi la robotique neurochirurgicale s'étend des robots de positionnement (outils, guides, caméras) dont la position cible est programmée par le neurochirurgien, aux robots autonomes (perçage d'os et radiochirurgie) dont la trajectoire est calculée par le système, en passant par les robots maîtres-esclaves qui reproduisent les mouvements du chirurgien. Cependant, les tâches effectuées par ces robots diffèrent et sont plus ou moins spécialisées selon l'autonomie du robot.

Il a été observé [CKS04] que plus un robot est actif, c'est-à-dire plus il intervient en contact avec les tissus (donc plus de risques), moins il est autonome (figure 1.9). C'est le cas du Da Vinci par exemple (1998, Intuitive Surgical Inc. [dav]), un robot maître-esclave utilisé en chirurgie laparoscopique, qui intervient dans quasiment l'intégralité de l'opération, et qui est entièrement contrôlé par le chirurgien.

A l'inverse, plus le robot est dit passif (son rôle est limité à de l'observation ou des interventions à faible risque) et plus il est autonome. C'est le cas de l'Aesop (figure 1.5). Enfin si le robot a un rôle restreint (il intervient de manière plus invasive mais son intervention reste limitée à certaines parties de l'opération), son autonomie est également restreinte. C'est le cas de Robodoc (Integrated Surgical Systems Inc. figure 1.11), dont le rôle est limité à l'usinage de l'os (le chirurgien programme le robot à partir d'images préopératoires et choisit l'implant approprié ainsi que son placement, le système détermine automatiquement sa trajectoire et creuse les os selon la forme de l'implant programmé) ou de NeuroMate qui positionne un guide pour le chirurgien.

Les robots dits synergiques ont aussi un rôle restreint. Il s'agit de robots préprogram-

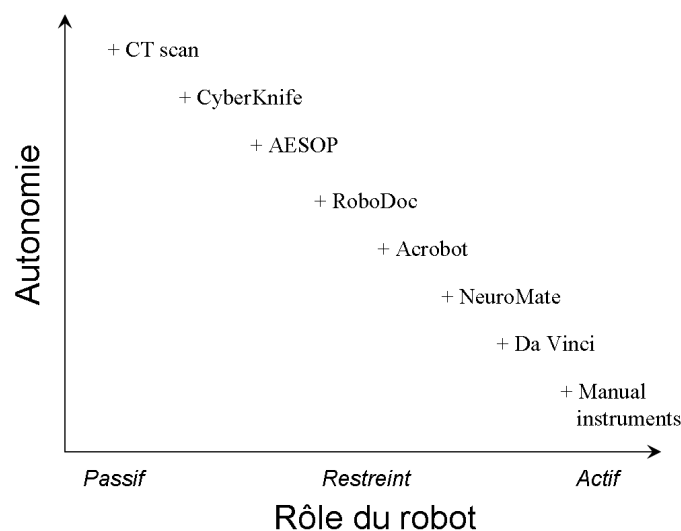


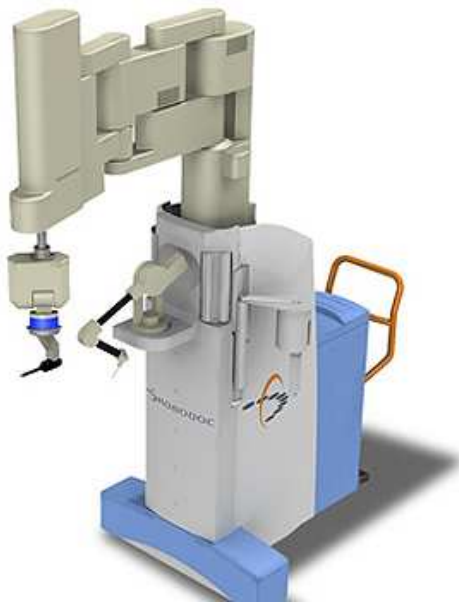
FIGURE 1.9 – Classification des robots selon Camarillo et al. ([CKS04])



FIGURE 1.10 – Le système Da Vinci complet : les bras esclaves, l'interface haptique de commande et les instruments invasifs [dav].

més qui contraignent les mouvements du chirurgien en ne transmettant à l'effecteur que des déplacements compatibles avec le planning (région, trajectoire, ou pose). On peut citer l'**Acrobot** (Acrobot Ltd Company, [JHR<sup>+</sup>02]), utilisé pour forer les os lors d'arthroplasties totales du genou (remplacement de l'articulation par un implant), ou le **PADyC** ([TCB<sup>+</sup>03]) qui est programmable pour plusieurs types d'opérations.

Ainsi, il n'existe pas de robots qui interviennent à la fois de manière invasive (à l'intérieur du corps et en interaction avec les tissus mous) et complètement autonome, c'est-à-dire qui se situerait dans la région en haut à droite dans la figure 1.9. Un robot pour la neurochirurgie mini-invasive destiné à réséquer des tumeurs de manière la plus autonome possible apparaît ainsi comme particulièrement innovant, en plus d'autres avantages qu'il présenterait (stabilité, précision, moindres dégâts per et post-opératoires).

FIGURE 1.11 – *Robodoc* [rob].FIGURE 1.12 – *L'Acrobot* [JHR<sup>+</sup>02] et le *PADyC* [TCB<sup>+</sup>03]

### 1.3 Définition d'un système multi-robots de résection de tumeurs cérébrales

La conception et le développement du système multi-robots pour la neurochirurgie impliquent différents partenaires du site clermontois (LaMI, LASMEA, LAIC, IGCNC). Dans le but de formaliser notre projet et de caractériser plus précisément chacune des tâches à accomplir pour la réalisation du système global, un dialogue permanent avec les neurochirurgiens a été maintenu et a permis de définir un système multi-robots (figure 1.13). Il est décomposé en divers sous-systèmes remplissant chacun des fonctionnalités différentes : le robot porteur, le robot de découpe et d'ouverture du crâne, le robot de déploiement (ou accès) et le robot d'ablation (ou résection).

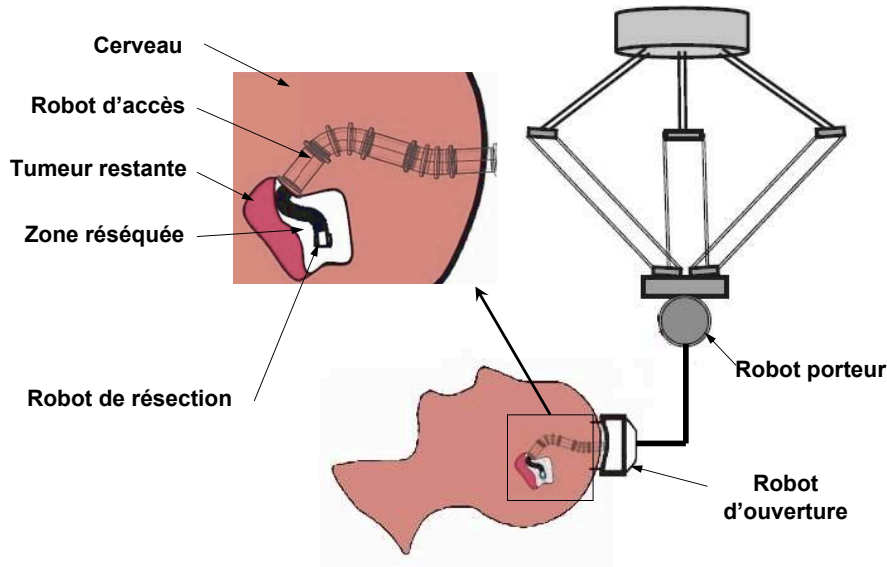


FIGURE 1.13 – Architecture possible du robot

### 1.3.1 Robot porteur : le Surgiscope

Le robot porteur doit permettre de positionner les autres sous-systèmes robotiques en face du point d'entrée dans le crâne du patient. Ce positionnement est réalisé par une mise en correspondance des images IRM localisant la tumeur par rapport à la position du patient sur la table et à la position courante du robot. Ce robot porteur va aussi servir de maintien pour le reste du système robotique d'intervention (système invasif). Il doit donc être précis et relativement rigide pour subir le moins de perturbations possibles. Des robots à architecture sérielle pourraient être utilisés comme en arthroplastie où ces robots, similaires à certains robots industriels, positionnent des outils pour travailler sur des os en fournissant des efforts importants. En neurochirurgie aussi, les architectures sérielles de porteur ont été utilisées principalement pour des tâches de positionnement. Cependant, le CHU de Clermont-Ferrand utilise le Surgiscope pour le maintien et le positionnement d'un microscope stéréoscopique. Ce système est couplé avec le dispositif de navigation. Il a été décidé, à terme, d'adapter notre système mini-invasif à ce porteur parallèle. En effet, cette architecture parallèle offre à la fois une bonne rigidité et une bonne précision. De plus, l'encombrement est réduit par le fait que le robot porteur est fixé au plafond.

### 1.3.2 Dispositif de fixation au crâne et d'ouverture

L'ensemble du système d'intervention, dont le dispositif de fixation au crâne et d'ouverture fait partie, doit être fixé en bout de la plateforme du Surgiscope. Cette plateforme se positionne en face du point d'introduction du système robotique dans le crâne (point le mieux adapté pour pénétrer à l'intérieur de la tête du patient, qui aura été défini au préalable par le neurochirurgien lors de son planning préopératoire). Ce robot d'ouverture est

décomposable en un dispositif de fixation sur le crâne du patient (ce dispositif est nécessaire pour améliorer la stabilité de l'ensemble en assurant une liaison plus ou moins rigide avec le crâne du patient), un dispositif d'écartement de la peau (pour libérer une partie de la surface du crâne, en vue de la découpe du volet d'os) et un dispositif de découpe d'os (qui doit permettre l'ouverture de la boîte crânienne). Enfin, la dure mère constitue la dernière couche recouvrant le cerveau, restant à traverser. Elle est relativement souple et mince : un simple trou suffit à provoquer une rétraction de cette membrane sur elle-même, et offrir une ouverture suffisante pour le système robotique mini-invasif. L'automatisation de la tâche d'ouverture du crâne permettrait de conserver l'étanchéité et assurer le maintien de la pression intracrânienne (pour diminuer les risques d'hémorragie) ; de plus cette tâche est semblable pour toutes les opérations et facilement automatisable. L'intégration de ce dispositif améliorerait également le temps d'opération.

### 1.3.3 Robot de déploiement pour accéder à la tumeur

Une fois la voie d'entrée à l'intérieur du cerveau ouverte, un dispositif doit permettre d'accéder de la surface du crâne jusqu'à la tumeur à réséquer. Ce robot invasif doit se mouvoir à l'intérieur du cerveau en suivant, de manière la plus fidèle possible, la trajectoire définie lors d'un planning préopératoire, tout en tenant compte des différentes contraintes biomécaniques imposées par l'environnement (c'est-à-dire le cerveau). La définition et la modélisation géométrique de cette tâche robotique ont fait l'objet d'un précédent travail de thèse ([Alr09]).



FIGURE 1.14 – Robot d'accès [Alr09].

Un simulateur de planning préopératoire a été développé au sein du LAIC dans le cadre d'une autre thèse. Ce simulateur doit donner une localisation précise des zones éloquentes du cerveau qui entourent le site à opérer et fournir une trajectoire d'accès à la tumeur.



Cette trajectoire doit éviter les principaux vaisseaux sanguins facilement identifiables sur les images IRM, tout en étant compatible avec les mobilités potentielles du robot d'accès. L'étape principale de ce travail consiste à construire un modèle 3D du site chirurgical (cerveau, tumeur, vaisseaux, etc.) à partir des images IRM et scanner (voir figure 1.15).

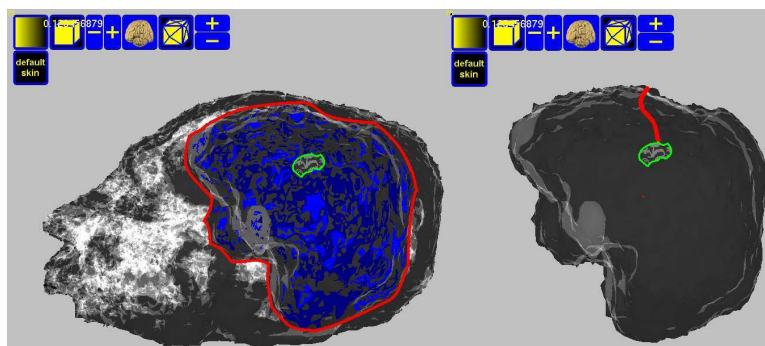


FIGURE 1.15 – Première version du simulateur de planning pré-opératoire (représentation 3D du crâne, du cerveau et de la tumeur, définition de la trajectoire 3D d'accès à la tumeur) [Alr09]

Par expérience et grâce à ses connaissances anatomiques, le chirurgien définira ensuite les zones du cerveau à éviter et le contour précis de la tumeur. Le simulateur doit aider le chirurgien à optimiser la définition de la trajectoire d'accès et permettre de valider la procédure chirurgicale.

### 1.3.4 Robot d'ablation

Ce robot doit permettre, une fois l'accès dégagé jusqu'au site chirurgical (la tumeur), de réséquer de manière la plus automatique possible n'importe quelle tumeur et hématome, c'est-à-dire qu'à partir d'images pré et peropératoires, le robot doit enlever toute ou partie de la tumeur, avec une précision donnée par le chirurgien d'environ 1mm. Cette tâche consiste à :

- Balayer et fragmenter avec un outil de résection le plus grand volume possible de la lésion. Un des objectifs majeurs est de rendre l'ablation la plus automatisée possible, en tenant compte de la complexité de la tâche (formes de tumeurs plus ou moins complexes, textures plus ou moins denses ou solides). De plus, au cours de l'opération, la limite tumeur-tissu sain peut varier, dû au fait de l'enlèvement de matière tumorale, et peut provoquer un affaissement du cerveau. La trajectoire à suivre définie en pré-opératoire peut être amenée à changer au cours du travail du robot. Le mini-robot d'ablation doit donc être capable de s'adapter à des changements de trajectoire au cours du temps. Il faut faire un choix d'architecture cinématique particulier, permettant une réactivité et une adaptation rapide à une nouvelle définition de trajectoire. La partie non réséquée de la tumeur pourra être traitée en aval de l'opération dans un contexte de traitement multi-thérapies.
- Cautériser (arrêt de la circulation sanguine). En observant le déroulement d'une opération, il arrive fréquemment que le chirurgien ait à sectionner les petits vaisseaux qui alimentent la tumeur. Un point est encourageant en termes de limitation des saignements ou hémorragie dans le cas d'utilisation de robots. En effet, les robots in-

vasifs travailleront en maintenant la pression intracrânienne constante, ce qui devrait freiner voire stopper les écoulements.

- Evacuer les morceaux de tumeurs. Pour cela l’aspiration paraît être la solution la mieux adaptée. Le robot d’ablation doit donc avoir un orifice destiné à l’aspiration et un conduit pour évacuer les substances.

Ce travail de thèse s’intéresse en particulier au robot d’ablation (ou de résection). On voit plus en détail les contraintes de la tâche de résection de tumeur dans la section 1.4.

### 1.3.5 Autres fonctionnalités à intégrer

Un certain nombre d’autres fonctionnalités pourront ou devront être intégrées à terme dans le système multi-robots.

#### 1.3.5.1 Retour d’informations sur l’avancement des tâches robotiques

Le système de déploiement doit contrôler sa position et orientation durant son avancement en vérifiant qu’il suit correctement la trajectoire d’accès. Le robot d’ablation doit contrôler la position et l’orientation de son effecteur. Différentes solutions peuvent être proposées :

- L’IRM intra-opératoire : la prise d’images prend un certain temps et le travail opératoire est impossible pendant les prises d’IRM. Cette solution ne peut donc pas être envisagée pour suivre l’avancement en temps réel de l’opération.
- Un dispositif de vision, tel qu’une caméra, pourrait être utilisé pour un retour d’informations au robot ou au neurochirurgien qui supervise les opérations, mais des projections de toutes sortes (sang, liquide, matière) durant le travail du robot peuvent poser problème et obstruer la lentille.
- Une sonde ultrasonique ou échographique semble être la solution la mieux adaptée car elle offre certains avantages. Elle donne des informations en profondeur dans la matière et non en surface (permettant de délimiter la frontière entre la tumeur et le tissu sain par exemple). La prise d’information échographique en temps réel peut être utilisée, depuis l’extérieur ou au contact du corps du patient, pour vérifier où se situe le robot et quel environnement l’entoure. Ces informations pourront être confrontées avec des simulations de l’environnement (données par le simulateur de planning préopératoire), basées sur des prises IRM. Une étude sur ce sujet dans le cadre du projet a d’ailleurs été initiée par le CASIT (Center for Advanced Surgical and Interventional Technology), à l’Université de Californie (UCLA).

#### 1.3.5.2 Maintien d’un espace de travail

Le vide créé par l’enlèvement de matière peut générer un affaissement du cerveau et des déformations. Diverses solutions sont envisageables pour combler cet espace, comme l’utilisation d’un gaz, d’un liquide ou d’un gel. Ces substances peuvent de plus avoir une utilité en postopératoire pour des actions de traitement.



### 1.3.5.3 Stérilisation

Les différents composants des robots doivent être compatibles avec les processus de stérilisation médicaux. Une autre solution peut être de prévoir certaines pièces peu coûteuses et jetables.

### 1.3.5.4 Sécurité du dispositif

Cette dernière fonction est très importante et doit être prise en compte lors de tous les choix technologiques. En effet, le système ne doit causer aucun dommage ou traumatisme aux parties saines du cerveau du patient. Il faut un système de contrôle du robot et de sécurité très fiable (limitation de la puissance des actionneurs, limitation de l'espace de travail du robot, etc.), qui permette aussi un rétrocontrôle du chirurgien à tout moment.

### 1.3.6 Rôle du neurochirurgien

Enfin, l'acteur le plus important du dispositif est le neurochirurgien assisté de son équipe médicale, car il restera toujours le superviseur de tout le processus. Il doit planifier l'intervention en s'aidant du simulateur du planning opératoire, définir et valider les différentes étapes de la stratégie adoptée par les robots (suivi de trajectoire d'accès, ablation, etc.). Il doit contrôler le bon accomplissement des tâches et être réactif à tout moment au cas où des événements imposent un changement de stratégie et nécessitent un contrôle manuel du système.

## 1.4 Problématique et objectifs de la thèse

### 1.4.1 Cahier des charges

Ce travail de thèse s'intéresse au robot de résection, qui résèque la tumeur ou l'hématome. Il doit s'appuyer sur le robot d'accès (ou y être fixé) et satisfaire, à terme, aux contraintes de sécurité et stérilisation liées au contexte de neurochirurgie. Cependant, outre les difficultés liées à la tâche elle-même de résection (fragmentation, aspiration, cautérisation), il faut relever les particularités du robot liées à son environnement et son utilisation.

#### 1.4.1.1 Adaptabilité aux différentes formes de tumeur

Une des particularités les plus importantes de la tâche de résection de tumeur est l'aspect générique de cette dernière. En effet, chaque tumeur est unique par sa taille et sa forme. Les tumeurs peuvent présenter de nombreux repliements et excroissances. On peut voir un exemple typique de tumeur en figure 1.16. Il n'existe pas de formes prédéfinies pour les tumeurs, et le robot doit pouvoir faire face à toutes les formes ayant des dimensions pouvant aller de 3 cm à 9 cm. Comme le robot doit pouvoir accéder à tout point dans la tumeur, et selon toute orientation il nécessite un minimum de 6 degrés de liberté.

#### 1.4.1.2 Adaptabilité aux différents points d'entrée dans la tumeur

Le point d'entrée dans la tumeur est le lieu de la tumeur où le robot d'accès positionne le robot de résection. Il est défini lors du planning préopératoire par le chirurgien en fonction



FIGURE 1.16 – Gliome du lobe temporal gauche (jaune) contouré dans les plans axial et sagittal (intégré dans la tête, en orange) (avec l'aimable permission du Pr. Jean-Jacques Lemaire)

de la position de la tumeur dans le cerveau par rapport aux zones éloquentes. Etant donné une tumeur, le robot doit pouvoir la réséquer au maximum à partir de n'importe quel point d'entrée.

#### 1.4.1.3 Adaptabilité aux différentes consistances de tumeurs

Les tumeurs cérébrales peuvent présenter des consistances très différentes, de semi-fluides pour certaines, ou plus dures pour d'autres. La résection de ces dernières implique une puissance et une rigidité du robot suffisantes. Cependant, aucune étude n'ayant été menée à ce sujet, la caractérisation de ce critère est très difficile et sera faite de manière qualitative et arbitraire.

#### 1.4.1.4 Espace de travail restreint et évolutif

Enfin, la dernière particularité de la tâche concerne l'espace de travail du robot. En effet, au début de la résection le volume de l'espace de travail est quasi nul. Tout l'espace est occupé par du tissu sain (cerveau) ou de la tumeur. C'est le robot lui-même qui crée au sein de la tumeur son propre espace de travail. Cet espace évolue au fur et à mesure que le robot enlève de la tumeur, il reste en permanence défini par les limites du cerveau sain et de la tumeur restante. Le robot doit ainsi évoluer en environnement très restreint et faire face à des obstacles (présence de vaisseaux sanguins ou replis de tissu sain). Il est nécessaire d'avoir un degré supplémentaire qui assure une redondance minimale. Un robot de résection de tumeurs doit donc bénéficier d'une bonne dextérité, sans augmenter le nombre de degrés de liberté pour des questions d'encombrement. Pour assurer une dextérité minimale, l'amplitude des mouvements du robot doit être suffisante. Bien qu'aucune étude

n'ait été menée à ce sujet, on se base arbitrairement sur une amplitude minimale de  $80^\circ$  pour chaque articulation.

#### **1.4.2 Objectif de la thèse**

L'objectif de cette thèse est de concevoir un robot de résection mini invasif pour le système global multi-robot pour la résection de tumeurs cérébrales.

Concevoir un robot de résection de tumeurs cérébrales revient, d'après la problématique énoncée ci-dessus, à concevoir un micro-robot qui bénéficie d'une raideur et d'une puissance suffisantes, d'un nombre minimal de 6 voire 7 degrés de liberté, et d'avoir l'encombrement le plus faible possible.

De plus, puisque l'on cherche à automatiser le robot le plus possible, on souhaite proposer une stratégie de résection, adaptée au robot de résection, et qui soit adaptable à toutes les tumeurs.

## Chapitre 2

# Systèmes potentiellement utilisables pour la résection de tumeurs

Ce chapitre vise à explorer les systèmes et structures qui pourraient être adaptés à l'application d'ablation de tumeur cérébrale. Ainsi on ne se restreint pas aux seuls domaines de robotique chirurgicale ou d'endoscopie, mais aux structures adaptables par leurs dimensions ou leur concept. On observe en premier lieu les systèmes utilisant des liaisons élastiques (c'est-à-dire pour lesquels les liaisons sont réalisées par la déformation élastique d'une seule pièce), puis les systèmes à liaisons classiques (réalisées par le mouvement possible relatif de deux pièces), en remarquant pour chacun leurs avantages et inconvénients par rapport à l'application envisagée. Des tableaux récapitulatifs 2.1 et 2.2 des systèmes correspondants sont présentés en pages 30 et 31.

### 2.1 Systèmes robotiques à liaisons élastiques

Les systèmes robotiques à liaisons élastiques peuvent sembler très intéressants pour l'application de résection de tumeur car ils évitent beaucoup de pertes en frottement au niveau des liaisons et des difficultés au niveau de la commande (toujours à cause du frottement). En effet, à cette échelle les frottements ont un effet proportionnellement beaucoup plus important qu'à l'échelle macroscopique. On distingue les différents systèmes à liaisons élastiques en fonction de leur actionnement, à savoir embarqué ou déporté.

#### 2.1.1 Actionnement embarqué (direct drive)

##### 2.1.1.1 Systèmes à un degré de liberté par liaison

Un premier système à actionnement embarqué est un endoscope utilisant des actionneurs à mémoire de forme ([RPB96], voir figure 2.1). Cet endoscope est constitué d'un ensemble de vertèbres reliées entre elles par une tige superélastique qui réalise une liaison à un degré de liberté d'une amplitude de  $\pm 15^\circ$ . La liaison est actionnée par un ressort en alliage à mémoire de forme piloté par l'intermédiaire d'un microcircuit : les données de commande arrivent par un bus et sont filtrées par les microcircuits. Trois vertèbres sont assemblées pour former un module qui peut s'orienter dans une direction avec  $45^\circ$  d'amplitude. Un deuxième module est monté orthogonalement au premier pour permettre

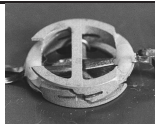
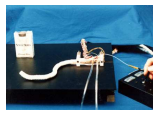
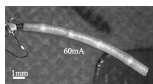

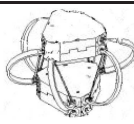


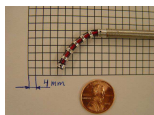




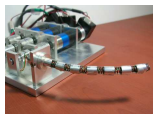



	Systèmes à liaisons élastiques				
	à 1ddl	à 2ddl			à 3ddl
Actionnement embarqué	 [RPB96]	 [ela]	 [MMW <sup>+</sup> 01]	 [WOC06]	 [DG02]
Actionnement déporté		 [SP00]	 [PBRG02]	 [STF04]	 [ela]
		 [BSBV05]	 [MPL <sup>+</sup> 02]	 [TBR03]	 [CYK07]
		 [CPR06]	 [WL96]		 [PRQZ05]

TABLE 2.1 – Tableau récapitulatif de l'état de l'art des systèmes invasifs ou pertinents à liaisons élastiques pour la résection de tumeur.


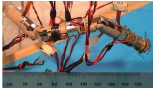


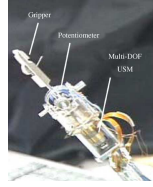
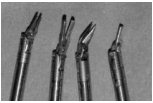


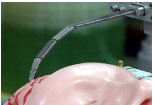
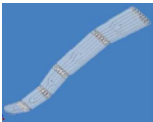
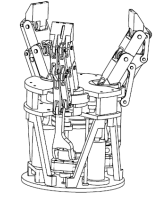

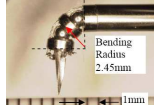




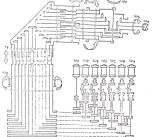
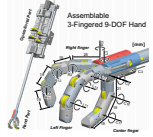
	Systèmes à liaisons classiques			
	à 1ddl	à 2ddl	à 3ddl	à 4ddl
Actionnement embarqué	   [PRB01] [Cep05] [GSSS05]	 [BSSC07]	 [TPM08]	
Actionnement déporté	        [FKL <sup>+</sup> 07] [FP97] [mia] [SKH05] [PRB99] [RWK <sup>+</sup> 09] [OIN <sup>+</sup> 03] [OOF <sup>+</sup> 03] [LBG02] [CCTS98] [HTFC05]     [dav] [NKM <sup>+</sup> 00] [YHD03] [MM99]   [GC89] [OTO <sup>+</sup> 09]			

TABLE 2.2 – Tableau récapitulatif de l'état de l'art des systèmes invasifs ou pertinents à liaisons classiques pour la résection de tumeur.

une seconde direction. Malgré sa faible amplitude ( $45^\circ$  sur 10mm) et sa taille importante (15mm), ce système présente un concept intéressant d'utilisation de bus et microcircuits, ce qui permet de limiter le nombre de câbles dans le système.

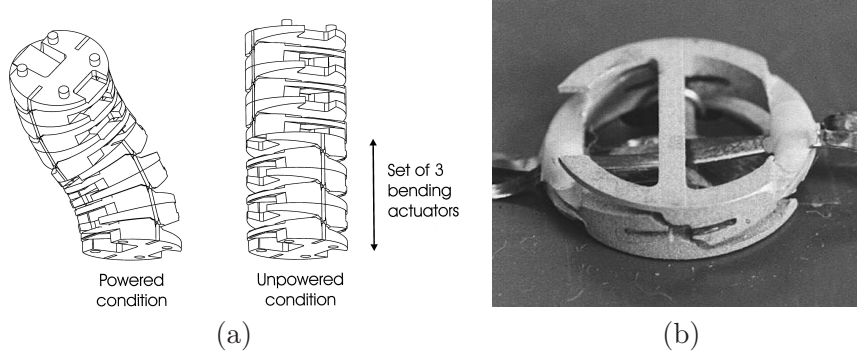


FIGURE 2.1 – Système à vertèbres conçu par Reynaerts et al. (a), détail d'une vertèbre (b) [RPB96].

#### 2.1.1.2 Systèmes à deux degrés de liberté par liaison

Les systèmes à deux degrés de liberté par liaison sont les plus nombreux parmi les systèmes à actionnement embarqué à liaisons élastiques, et sont actionnés le plus souvent par alliages à mémoire de forme (AMF). On peut ainsi citer Elastor, un système développé par Hirose et al. ([ela], voir figure 2.2) pour l'endoscopie, composé de 5 modules qui utilisent chacun une différence de longueur entre trois ressorts AMF pour se courber dans deux directions possibles : il a donc 10 degrés de mobilité. Les dimensions de ce système sont de 250mm de longueur pour un diamètre de 13mm. Un système de refroidissement pour les ressorts est prévu à l'intérieur du robot et le contrôle est effectué via des mesures de résistance électrique des ressorts AMF. L'inconvénient principal et limitant de ce système, comme beaucoup d'autres systèmes utilisant des alliages à mémoire de forme, est la faible amplitude de mouvements. De plus la faible raideur des liaisons rend ce système inadapté à notre application.

Un autre système du même type est utilisé en tant que cathéter actif avec un diamètre de 0.8mm, et peut se courber jusqu'à  $50^\circ$  ([MMW<sup>+</sup>01], voir figure 2.3). Cependant, malgré son très faible encombrement, ce système ne peut être utilisé pour l'ablation de tumeurs cérébrales pour les mêmes raisons que le système précédent (faible amplitude, faible raideur) ainsi que pour la lenteur de son actionnement (0.5s pour se courber à  $50^\circ$ ).

Webster et al. ont cherché à utiliser différemment des alliages à mémoire de forme pour l'application à un cathéter actif d'un diamètre de 2,5mm ([WOC06], voir figure 2.4). Trois tubes superélastiques télescopiques et pré-déformés peuvent se déployer et tourner par rapport aux autres tubes. Un modèle sur l'interaction cinématique entre les tubes basé sur la théorie des poutres a été développé et validé expérimentalement. Le grand avantage -et la nouveauté- de ce système est que l'énergie nécessaire à l'actionnement ne provient pas d'une source extérieure, mais est stockée sous forme d'énergie élastique dans le squelette même du robot. Néanmoins, les rayons de courbure du mécanisme restent trop importants au regard de l'application envisagée. La solution n'est pas adaptable telle quelle (c'est-à-



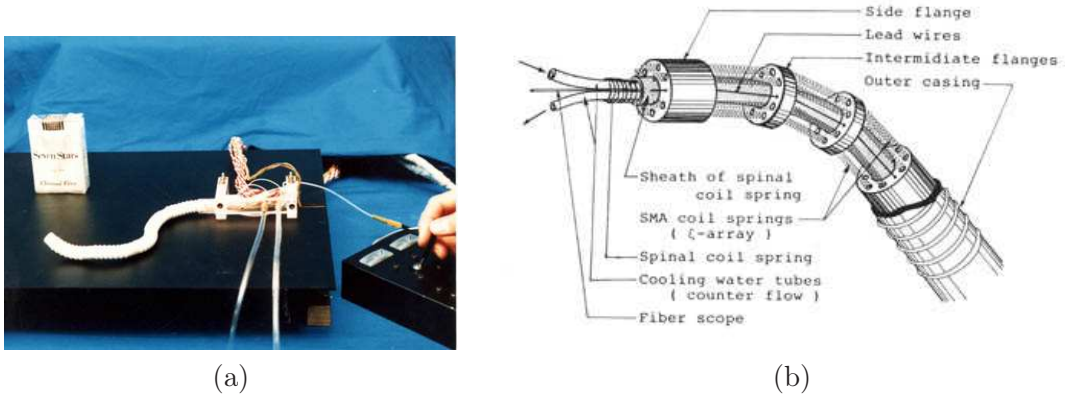


FIGURE 2.2 – Prototype d'Elastor (a), architecture du système (b) [ela].

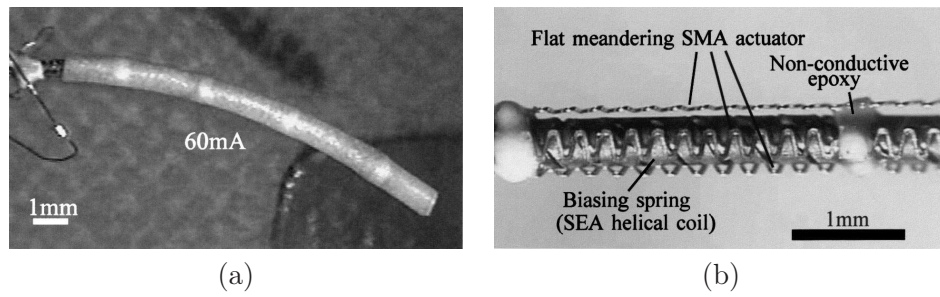


FIGURE 2.3 – Prototype du cathéter actif (a), architecture du système (b) [MMW<sup>+</sup>01].



dire diminuer le rayon de courbure) en raison de la limite élastique des tubes, et de la faible raideur du système global.

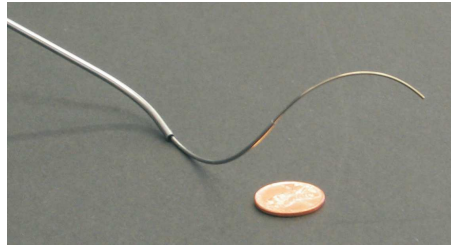


FIGURE 2.4 – Cathéter actif de Webster et al. [WOC06]

### 2.1.1.3 Systèmes à trois degrés de liberté par liaison

On peut également trouver un système à actionnement embarqué qui a trois degrés de liberté par liaison. Il s'agit en fait d'un système constitué de plusieurs modules, dans lequel chaque module est une plateforme de Gough-Stewart actionnée par des câbles en AMF ([DG02], voir figure 2.5). Les câbles sont actionnés de manière binaire et sont maintenus tendus par des arcs élastiques, ce qui permet de réaliser seulement 64 positions discrètes par module. Des études sur la répétabilité de l'actionnement ont été réalisées avec succès. Les principaux problèmes liés à cette structure au vu de l'application de résection de tumeur sont le temps de refroidissement des actionneurs ainsi que le nombre limité de poses et le manque de rigidité global.

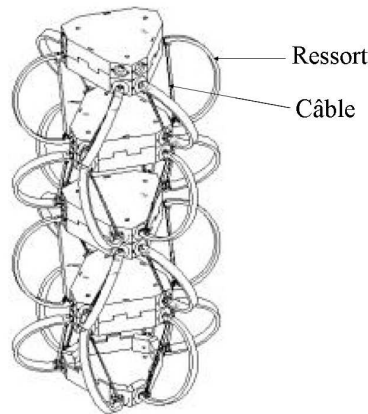


FIGURE 2.5 – Système de Dunlop et al. constitué ici de 4 modules [DG02].

## 2.1.2 Actionnement déporté

### 2.1.2.1 Systèmes à deux degrés de liberté par liaison

Le GMD-Snake développé par Worst et al. est un robot serpent qui se déplace par ondulation de son propre squelette ([WL96], voir figure 2.6). Bien que sa taille ne soit pas du tout adaptée, le concept de sa structure semble intéressante. En effet, ce robot est

constitué de plusieurs modules qui se courbent dans deux directions différentes. Chaque module est constitué de plusieurs disques reliés entre eux en leur centre par une liaison élastique. Des câbles pilotés par des volants embarqués dans les modules actionnent la rotation, et des capteurs enregistrent la rotation et détectent le contact avec des obstacles extérieurs. On parle d'actionnement partiellement déporté car les actionneurs (volants) sont situés en bout de module, et ce sont les câbles qui transmettent le mouvement à tout le module. La commande de ce robot est effectuée grâce à une combinaison de tâches élémentaires pré-programmées à l'aide de simulations. L'intérêt de ce système réside dans le fait que son architecture est facilement miniaturisable à la condition de déporter les actionneurs. Toutefois, l'utilisation de liaisons élastiques diminue encore une fois la rigidité du système et ne permet pas son adaptation à notre projet.



FIGURE 2.6 – *Prototype du système de Worst et al. [WL96].*

Le même système que le GMD-Snake en actionnement complètement déporté est le système EMMA développé par Slagowski et al. ([SP00], voir figure 2.7). Ce système reprend le principe de liaison élastique entre disques et actionnement par câbles. Ces câbles sont actionnés par des cylindres hydrauliques situés à la base du système pour les grands robots, par des moteurs électriques pour les plus petits. Des modèles ont été réalisés pour les parties flexibles en polyuréthane (joints entre disques) et pour les câbles, permettant ainsi une modélisation du comportement global dynamique du robot. L'avantage de ce système est qu'il est facilement miniaturisable, mais comme le GMD-Snake, n'est pas suffisamment rigide pour notre application. De plus, les actionneurs étant déportés à l'extérieur du système, les différents mouvements des modules sont couplés (il faut piloter par exemple tous les câbles en même temps pour obtenir le mouvement du premier module seul).

Un autre système utilisant des câbles et joints élastiques, mais cette fois à l'échelle de notre tâche est un système développé pour l'endoscopie par Peirs et al. ([PBRG02], voir figure 2.8). Un ressort superélastique de diamètre extérieur de 5mm est courbé au moyen de 4 câbles. Le système global a donc 2 degré de liberté sur une longueur de 22mm, et dispose d'un canal interne intéressant pour la circulation de matière ou d'informations. Mais malgré son faible diamètre et sa grande amplitude ( $\pm 90^\circ$ ), ce système manque de dextérité au vu de son rayon de courbure limité par l'élasticité du ressort AMF.

Simaan et al. ont ensuite développé un système très similaire, de diamètre 4mm pour une longueur de 28mm, toujours sur le même principe destiné à la manipulation de tissu en chirurgie du larynx ([STF04], voir figure 2.9) ou en chirurgie mini-invasive par accès unique ([XGD<sup>+</sup>09]). Une première section est constituée de plusieurs disques reliés entre eux par

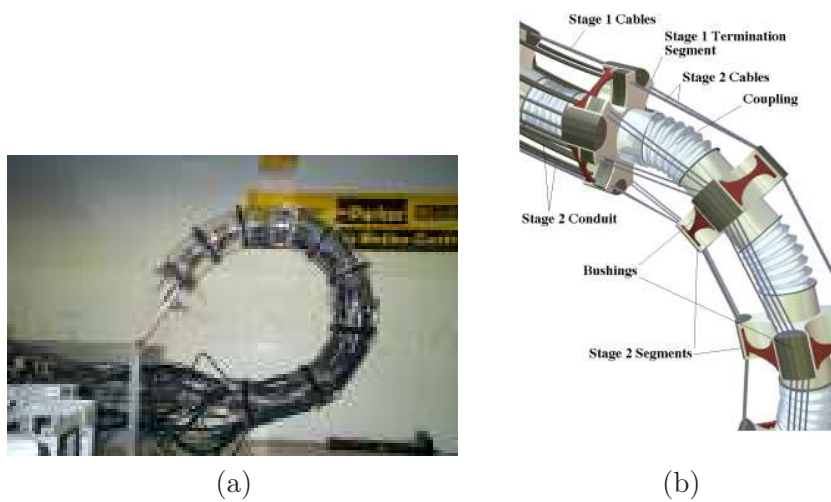


FIGURE 2.7 – *EMMA (a) et son architecture (b) [SP00].*



FIGURE 2.8 – *Endoscope de Peirs et al. [PBRG02].*

un tube superélastique, actionnés par 3 autres tubes superélastiques dits secondaires. Une seconde section est constituée d'un seul disque supplémentaire, relié à la première section par 3 câbles passant à l'intérieur des tubes secondaires. L'actionnement de cette deuxième section est un actionnement parallèle réalisé par les 3 câbles. Le système est donc redondant. Un modèle cinématique a été élaboré pour la première section et des tests expérimentaux réalisés pour le corroborer. Ce système a toutefois les mêmes inconvénients que le système précédent.

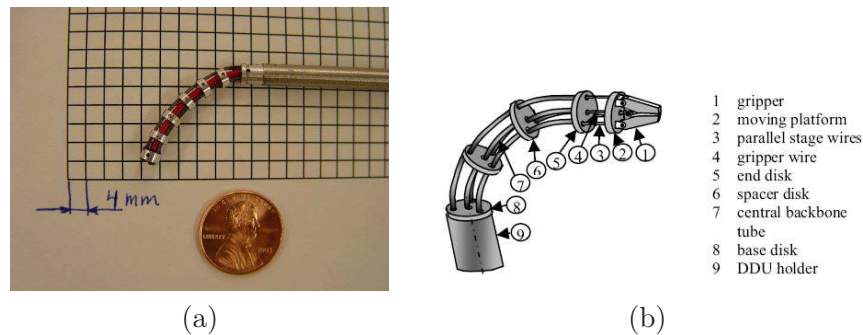


FIGURE 2.9 – Système pour la chirurgie du larynx par Simaan et al. (a) et son architecture (b) [STF04].

Le premier prototype de l'Endo-Périscope ([BSBV05], voir figure 2.10) possède deux degrés de liberté en rotation. L'un d'eux est réalisé par une liaison élastique au moyen d'un ressort à rondelles et de deux câbles. L'un des deux câbles est fixé à sa longueur minimale, l'autre permet de contrôler l'articulation. L'avantage de cette liaison est son grand rayon de courbure (2.5mm) ainsi que son amplitude ( $180^\circ$ ) par rapport à sa taille (15mm). Cependant, comme tous les autres systèmes à liaisons élastiques et à câbles, d'une part il manque de rigidité, et d'autre part, l'ajout de nouveaux degrés de liberté pour obtenir la spatialité nécessaire introduit un couplage des mouvements.

Un deuxième prototype de l'Endo-Périscope présente une liaison élastique réalisée par deux ressorts concentriques, et actionnée par des câbles guidés entre ces deux ressorts. Deux rotations sont donc possibles avec une amplitude de  $110^\circ$  pour un diamètre de 5mm. Le rayon de courbure du système est de 8mm. Une fois encore, une faible rigidité (liaison élastique) ainsi que le couplage des mouvements sont les plus gros inconvénients de ce système.

On peut également s'intéresser à l'endoscope EMIL développé à l'université de Pise ([MPL<sup>+</sup>02], voir figure 2.11). 3 ressorts en alliage à mémoire de forme sont disposés à  $120^\circ$  dans le corps de l'endoscope (d'un diamètre de 24mm). Un système de refroidissement est prévu à l'intérieur du corps du système. L'amplitude du système dans les deux directions est très bonne, mais le temps d'actionnement est prohibitif pour notre application (40s pour le refroidissement des ressorts pour revenir en position originale). De plus, l'encombrement du système de refroidissement ne facilite pas la miniaturisation.

Enfin, certains systèmes à liaisons élastiques à 2 degrés de liberté peuvent être régis par d'autres types d'actionnement, c'est le cas des systèmes suivants : Colobot ([TBR03]) et Edora ([CPR06]) sont deux systèmes qui utilisent un actionnement pneumatique (voir figure 2.12). Trois chambres sont reliées parallèlement ensemble, la différence de pression entre elles induisant une différence de longueur et donc une courbure du système global.

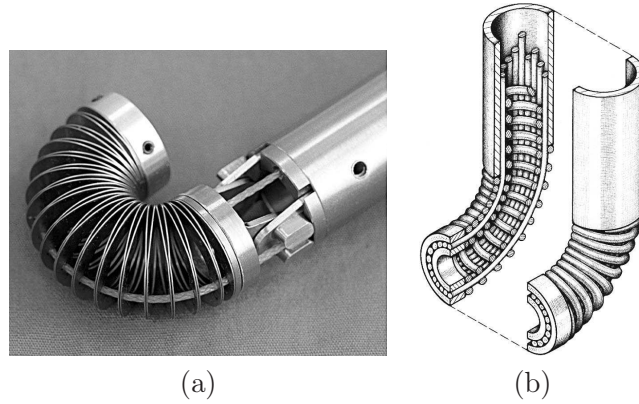


FIGURE 2.10 – *Endo-Périscope*, premier prototype à ressort à rondelles (a) et second prototype (b) [BSBV05]

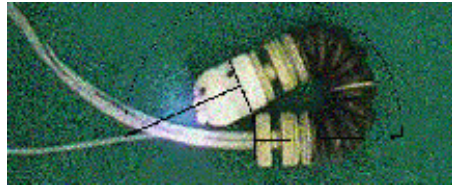


FIGURE 2.11 – *L'endoscope EMIL* de l'Université de Pise [MPL<sup>+</sup>02].

Edora utilise trois soufflets distincts reliés par des plate-formes, Colobot utilise un tube de silicone avec des chambres intégrées dans le tube. Ce système a en plus l'avantage de disposer d'un canal intérieur pour la circulation de matière ou d'informations. Edora présente un diamètre de 26mm, une longueur de 88mm et une amplitude de  $\pm 23^\circ$ , tandis que Colobot a un diamètre de 17mm, une longueur de 107mm et une amplitude de  $\pm 120^\circ$ . De nombreux modèles cinématiques ont été réalisés, reliant d'une part les valeurs de pression aux allongements, et d'autre part la pose du robot aux allongements des chambres. Cependant, ces deux systèmes ont seulement 2 degrés de liberté et leur mode d'actionnement (pneumatique) rend difficile leur miniaturisation et l'augmentation de leur nombre de degrés de liberté.

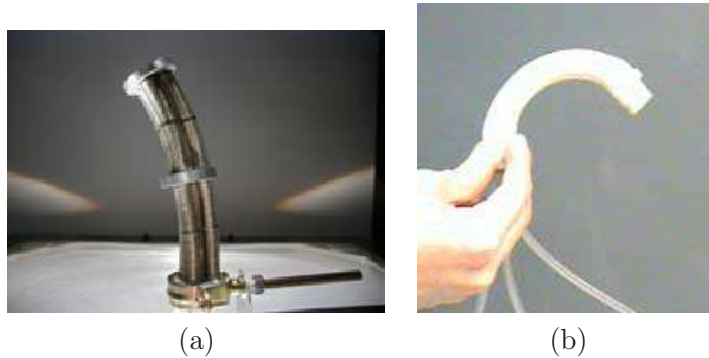


FIGURE 2.12 – *Edora* (a) [CPR06] et *Colobot* (b) [TBR03]

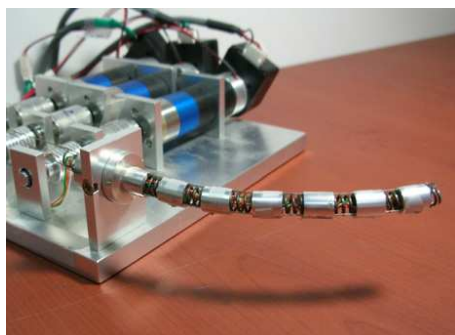
### 2.1.2.2 Systèmes à trois degrés de liberté par liaison

On trouve également des systèmes à liaisons élastiques à 3 degrés de liberté par liaison. Elastor, développé par Hirose et al. ([ela], voir figure 2.13) est un ensemble de modules, chacun constitué d'un ressort et de trois câbles. A la différence des systèmes présentés plus haut, celui-ci a en plus la particularité de permettre une translation. On obtient ainsi un système à haute dextérité, mais faiblement rigide et à mouvements couplés.

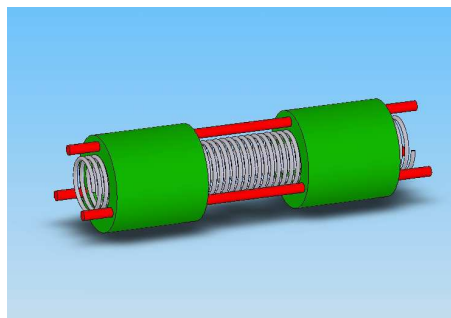


FIGURE 2.13 – Premier prototype d'Elastor [ela].

Cette architecture a été miniaturisée ([CYK07], voir figure 2.14) à un diamètre de 8mm, mais dispose de 3 câbles seulement pour toute la structure ; le système global a donc 3 degrés de liberté. Des modèles cinématiques plan et spatial, un modèle statique (utilisé pour dimensionner le système) ont été élaborés et une simulation sous OpenGL comparée de manière concluante à des expérimentations. Comme Elastor, le manque de rigidité du système est un inconvénient majeur.



(a)



(b)

FIGURE 2.14 – Micro-endoscope de Choi et al. (a) et sa construction (b) [CYK07].

Enfin, on peut s'intéresser à HeartLander ([PRQZ05], voir figure 2.15) qui est un robot mobile destiné à la chirurgie cardiaque à coeur battant. Il dispose d'une seule liaison entre 2 plate-formes qui autorise 3 degrés de liberté (deux rotations et une translation). Elle est réalisée par trois tubes superélastiques reliés aux plate-forme. Les avantages de ce système sont une grande amplitude ( $\pm 80^\circ$ ) associée à un faible rayon de courbure pour une taille relativement petite (8mm). Mais pour les raisons déjà énoncées plus haut, ce système ne correspond pas à la tâche de résection de tumeur.



FIGURE 2.15 – *HeartLander*, par Patronik et al. [PRQZ05].

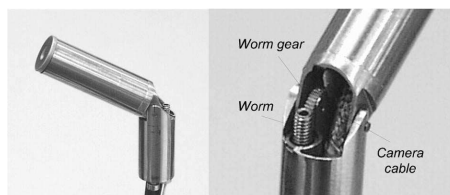
## 2.2 Systèmes robotiques à liaisons classiques

Comme pour les systèmes à liaisons élastiques, on classe les différents systèmes à liaisons classiques en trois catégories selon leur mode d'actionnement (embarqué ou direct drive, partiellement déporté, déporté) et selon le nombre de degrés de liberté par liaison ou par module.

### 2.2.1 Actionnement embarqué

#### 2.2.1.1 Systèmes utilisant des liaisons à un degré de liberté

**Mécanismes plans** On trouve un système à une seule liaison à un degré de liberté actionnée par une roue et vis sans fin entraînée par un micromoteur électrique ([PRB01], voir figure 2.16). Le diamètre extérieur de 8.5mm permet d'embarquer une caméra ; c'est à l'origine un système destiné à l'endoscopie. La liaison permet une rotation de  $-45^\circ$  à  $60^\circ$  (donc une amplitude de  $105^\circ$ ) avec une vitesse de  $44^\circ/\text{s}$ . On rencontre des systèmes qui utilisent ce principe et qui sont plus dextres dans le paragraphe suivant.

FIGURE 2.16 – *Endoscope* de Peirs et al. à actionnement embarqué [PRB01].

**Mécanismes spatiaux** Deux autres systèmes comparables au système précédent disposent de plusieurs modules, actionnés par des moteurs piézoélectriques embarqués ([Cep05], voir figure 2.17). Ces systèmes ont une grande dextérité (5 degrés de liberté chacun, 1 par module) ainsi qu'une grande rigidité permise par la structure des liaisons. D'un diamètre extérieur de 10mm, leur taille semble adaptable à notre application. Un des problèmes de la réalisation physique de ces systèmes, qui est la présence de nombreux câbles, peut être contourné par la mise en place de l'alimentation des moteurs par un bus et des microcircuits. Cependant, ce type de solution semble avoir atteint ses limites dans la mesure où

la puissance des plus petits micromoteurs actuels (électromagnétique, piézoélectrique ou électrostatique) n'est pas suffisante pour actionner une structure de la taille correspondante à notre application. Un même système plus petit que les deux systèmes présentés ici n'est pas envisageable car l'efficacité des moteurs lors de la réduction d'échelle diminue plus vite que les efforts nécessaires pour actionner la structure.

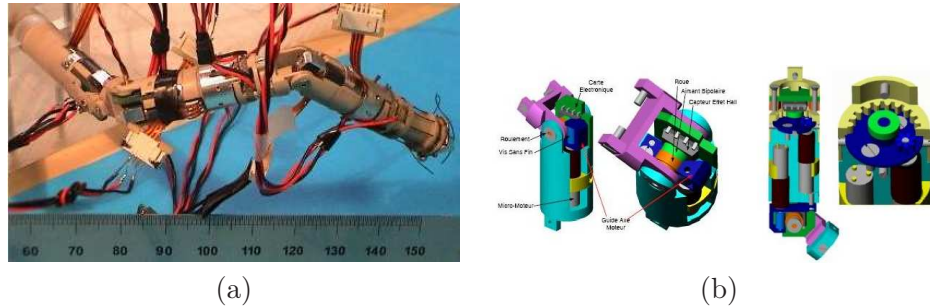


FIGURE 2.17 – Le bras hyper articulé Drimis par Cepolina et al. (a), détail des modules d'actionnement (b) [Cep05].

Le projet AGEND ([GSSS05], voir figure 2.18) utilise des ressorts en alliage à mémoire de forme pour actionner ses modules. Chaque module permet un degré de liberté, mais de nombreux modules (7) sont assemblés orthogonalement les uns aux autres. Réalisé pour l'endoscopie il permet ainsi une grande dextérité pour une faible taille (chaque module a un diamètre de 7mm et une longueur de 4mm) et dispose d'un canal intérieur de 5mm de diamètre. Les ressorts AMF sont conçus, modélisés et optimisés par algorithme génétique pour permettre une amplitude de  $\pm 12,5^\circ$  par module et transmettre l'effort suffisant, et des capteurs tactiles sont développés et installés sur l'extérieur du robot pour éviter la détérioration des tissus environnants. Ce robot a ainsi un grand nombre de degrés de liberté, une bonne rigidité, un canal intérieur pour la circulation de matières ou d'informations, et intègre même des éléments de sécurité (capteurs tactiles stérilisables). Cependant, la faible amplitude des liaisons ( $10.5^\circ$ ) limitée par le domaine élastique des alliages à mémoire de forme (8% de déformation) rend ce système inadapté et inadaptable à la tâche d'ablation de tumeur cérébrale.

### 2.2.1.2 Systèmes utilisant des liaisons à deux degrés de liberté

On parle dans ce paragraphe des systèmes qui utilisent des liaisons à deux degrés de liberté, au sens de liaison entre deux modules et non pas de liaison mécanique : le système suivant utilise des joints de cardan entre chaque module.

Brown et al. ([BSSC07], voir figure 2.19) ont développé un robot hyper-redondant pour des interventions en milieux difficiles. Les liaisons cardan sont actionnées par des moteurs et engrenages pilotés par l'intermédiaire d'un bus et de circuits électroniques. Une importante réduction (1015 !) est nécessaire pour fournir le couple suffisant à l'actionnement du robot. Cette structure permet d'avoir un nombre limité de câbles quel que soit le nombre de modules, et les liaisons cardan à engrenages autorisent une relativement bonne amplitude ( $\pm 50^\circ$ ) et un découplage total des mouvements. L'assemblage entre modules est réalisé mécaniquement mais aussi électroniquement, ce qui autorise une grande modularité globale du système. Bien que ce système soit bien évidemment trop encombrant pour notre



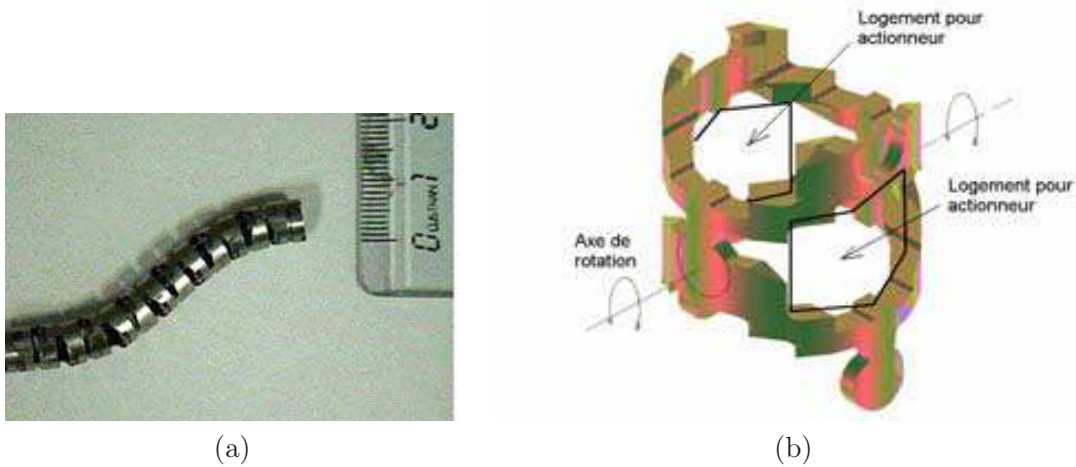


FIGURE 2.18 – Le projet d'endoscope AGEND par Sasia et al. (a), détail d'un module d'actionnement (b) [GSSS05].

application (40mm de diamètre) et non miniaturisable ou adaptable tel quel (l'utilisation de moteurs électriques est exclue comme on l'a indiqué précédemment), le concept de la liaison cardan à engrenages est très intéressant par sa simplicité d'actionnement. De plus, l'utilisation d'un bus pour relier les modules montre des avantages indéniables et la possibilité d'utiliser une intelligence répartie ou d'intégrer facilement des capteurs.

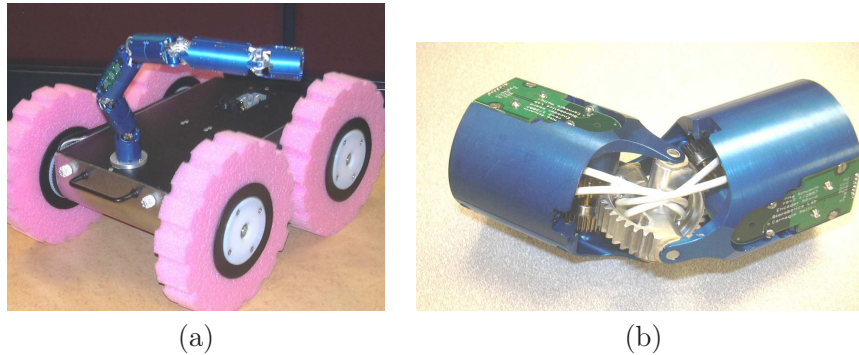


FIGURE 2.19 – Robot d'intervention en milieux difficiles par Brown et al. (a), détail d'un module (b) [BSSC07].

On pourrait également imaginer des systèmes qui utilisent des joints de cardan, mais actionnés différemment, par des vérins par exemple. Cependant, ces solutions ne semblent pas appropriées par la difficulté de mise en oeuvre de leur actionnement dans un micro-robot.

### 2.2.1.3 Systèmes à trois degrés de liberté par liaison

Une solution utilisant un actionneur piézoélectrique a été testée ([TPM08], figure 2.21). Un stator vibre et fait se déplacer un rotor sphérique, selon son mode de vibration. Cette liaison a permis de réaliser un instrument chirurgical à 3 degrés de liberté. Cependant,

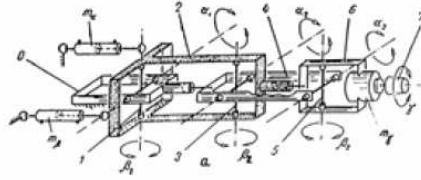
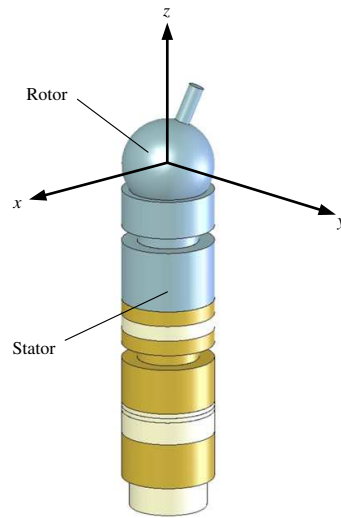
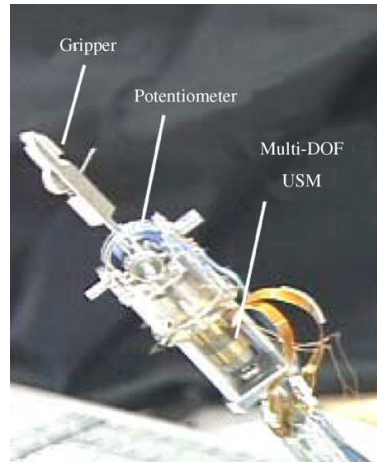


FIGURE 2.20 – Exemple d'architecture de robot à joints de cardan et à actionnement embarqué [DDG89].

l'actionneur actuel a un diamètre de 10mm et une longueur de 30mm, et ne peut être utilisé tel quel. Le stator embarqué ferait perdre de la dextérité au robot à cause de la longueur minimale nécessaire entre deux modules.



(a)



(b)

FIGURE 2.21 – Actionneur piézoélectrique à 3 degrés de liberté [TPM08].

## 2.2.2 Actionnement déporté

Les systèmes à actionnement déporté semblent très intéressants du point de vue du gain d'encombrement ainsi que de la puissance transmise.

### 2.2.2.1 Systèmes à un degré de liberté par liaison

#### *Mécanismes plans*

**Mécanismes à un degré de liberté** De nombreux manipulateurs ont été développés pour la chirurgie mini-invasive, on en présente deux ici qui disposent d'un degré de liberté (hormis celui de l'outil terminal, comme un forceps par exemple). Les instruments du système Zeus ont une taille adaptée, puisque conçus originellement pour la chirurgie mini-invasive, et sont actionnés par des câbles ([FKL<sup>+</sup>07]). On peut imaginer et adapter des

structures basées sur ce système qui soient compatibles avec notre application ; d'ailleurs on présentera de tels systèmes par la suite qui ont deux degrés de liberté ; on verra alors leurs inconvénients.

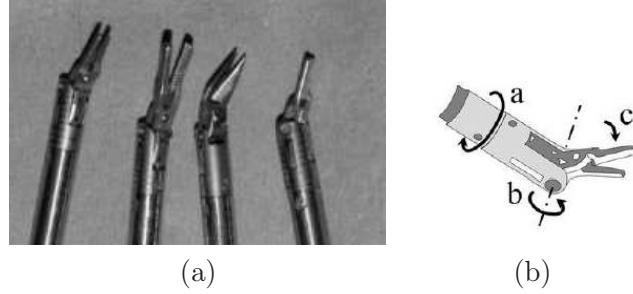


FIGURE 2.22 – Manipulateurs du robot Zeus (a), schéma de leurs degrés de liberté (b) [FKL<sup>+</sup>07].

Un autre système destiné à la chirurgie mini-invasive est le système développé à l'université Simon Fraser ([FP97], voir figure 2.23), qui utilise des roues et vis sans fin pour transmettre le mouvement. Le système permet une amplitude de  $90^\circ$  dans une seule direction. Une étude a été réalisée pour calculer l'espace de travail de cette architecture. Cette solution n'est bien sûr pas utilisable telle quelle pour notre application car pas assez dextre ; il paraît cependant difficile de l'adapter car l'ajout de degrés de liberté supplémentaires est technologiquement complexe et provoquera un encombrement important.

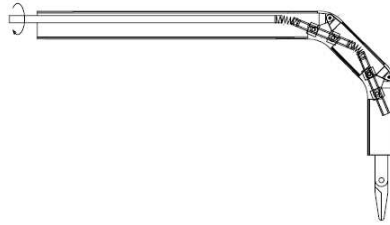


FIGURE 2.23 – Manipulateur de l'université Simon Fraser [FP97].

Enfin, on trouve également un système qui pourrait être compatible avec les critères de la tâche de résection de tumeur dans le domaine de l'arthroscopie. Ce projet ([mia], [DCM<sup>+</sup>00], voir figure 2.24) présente une extrémité flexible pour un arthroscope. Le système est constitué de plusieurs vertèbres reliées entre elles par une liaison autorisant une rotation. Des câbles actionnent cette rotation, et deux autres câbles superélastiques traversant le robot assurent une certaine rigidité de flexion. Par suite, le système global dont le diamètre est certes faible (5mm) présente également un grand rayon de courbure dû à la limite élastique des câbles superélastiques. Ce système ne correspond donc pas à notre tâche.

**Mécanismes à plusieurs degrés de liberté** Comme pour les systèmes à liaisons élastiques, on peut imaginer un système à liaisons classiques qui ait un actionnement partiellement déporté. L'architecture suivante (figure 2.25) propose un mécanisme à deux

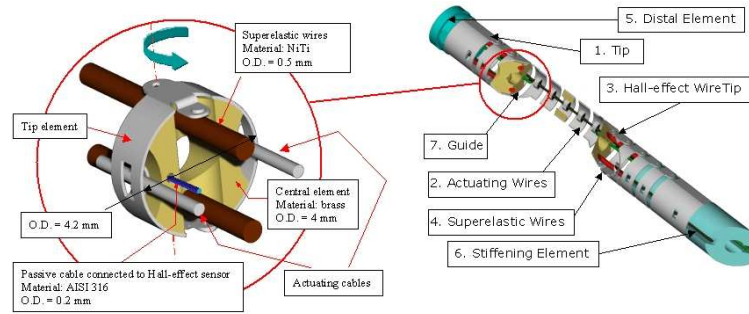


FIGURE 2.24 – Conception de l'arthroscope mécatronique du projet MIAS [mia].

degrés de liberté en rotation, dont l'un deux est mu par un actionnement partiellement déporté à l'aide de biellettes et de câbles. Toutefois cette solution paraît difficilement adaptable pour un robot à haute dextérité, d'une part parce qu'un actionnement partiellement déporté prend autant voire plus de place qu'un actionnement en *direct drive*, et d'autre part parce que l'ajout de nouveaux degrés de liberté semble très difficile à mettre en oeuvre avec la présence de biellettes.

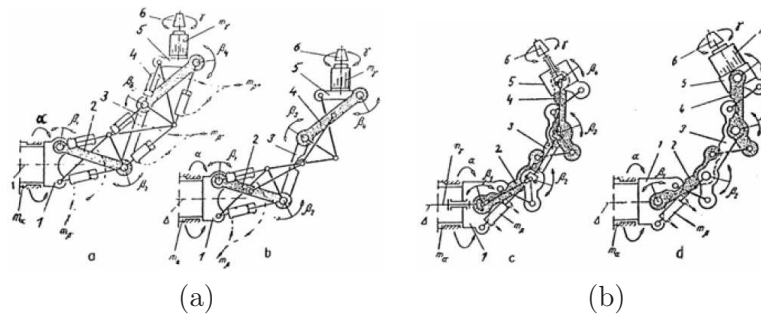


FIGURE 2.25 – Exemple d'architecture de système à actionnement partiellement déporté [DDG89].

Okamoto et al. ont imaginé un système destiné à écarter et maintenir le cerveau sain lors d'une opération de neurochirurgie afin de libérer de l'espace de travail pour le neurochirurgien ([OIN<sup>+</sup>03], voir figure 2.26). Ce système à 7 degrés de liberté est plan et a donc 6 degrés de redondance. Sa taille est de 2mm d'épaisseur pour 7mm de largeur. Les liaisons sont actionnées par des câbles, et le système est globalement positionné à l'extérieur du patient grâce à un robot d'architecture SCARA. Des capteurs de tension des câbles sont intégrés dans le module d'actionnement et un modèle est calculé pour exprimer la pression qui s'applique sur un segment du robot : ainsi en mesurant la tension des câbles le neurochirurgien est capable de déterminer la pression de contact sur le robot et assurer ainsi la sécurité du patient. L'intégration d'un élément de sécurité dans ce système (mesure de la pression de contact) sans modifier l'encombrement à l'intérieur du cerveau est intéressante, mais n'a toutefois pas été validée par l'expérimentation. Bien que le système soit très dextre dans le plan, il manque encore des degrés de liberté pour rendre le mécanisme spatial et l'adapter ainsi à notre application. Les mouvements d'une solution construite sur

ce concept seront néanmoins couplés ; de plus si on souhaite rajouter des degrés de liberté, il faut rajouter 2 fois plus de câbles, ce qui augmentera l'encombrement. Une solution basée sur ce concept semble donc possible même si elle présentera des inconvénients.

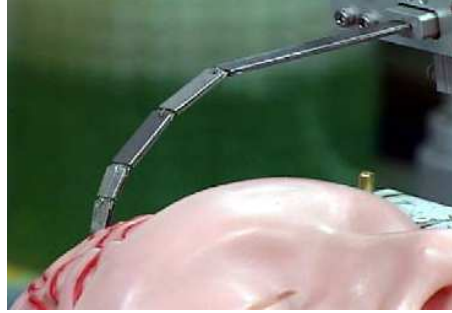


FIGURE 2.26 – Système écarteur pour la neurochirurgie de Okamoto et al. [OIN<sup>+</sup>03].

Un autre « écarteur » pour la neurochirurgie a été imaginé par la même équipe ([OOF<sup>+</sup>03], voir figure 2.27). Les dimensions et les degrés de liberté sont comparables. La différence réside essentiellement dans son mode d'actionnement. En effet, les liaisons sont actionnées de manière indirecte ou passive par contact entre le cerveau et des ballons remplis de sérum physiologique fixés sur le robot. Deux ballons sont fixés sur chaque segment (un sur chaque côté), le système comprend au total 10 ballons et 5 liaisons pivots. Le fluide est acheminé dans chaque ballon par des canaux traversant le système et ses liaisons. Chacune des liaisons dispose également d'un frein hydraulique utilisant du sérum physiologique. La question est ici de savoir si un tel principe est applicable dans notre situation. Cet écarteur nécessitant de prendre appui sur la matière cérébrale, sa position exacte dans le cerveau et le contrôle même du robot dépend de son environnement. Son utilisation en environnement évolutif, pour adopter une trajectoire qui est également interdépendante de l'espace de travail semble très complexe à mettre en oeuvre.

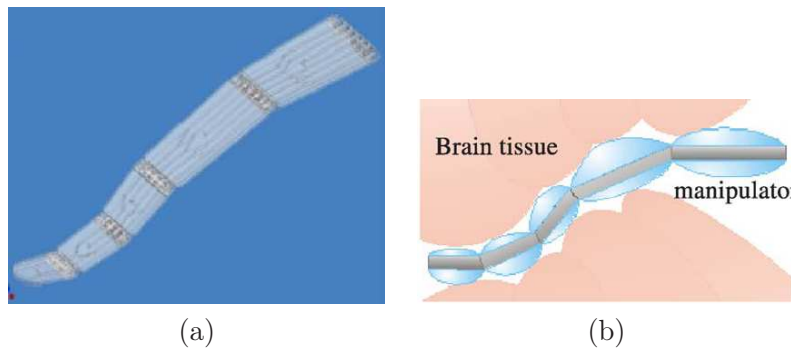


FIGURE 2.27 – Système écarteur à liaisons passives (a), utilisation des ballons pour le positionnement (b) [OOF<sup>+</sup>03].

On s'intéresse enfin à un système particulier issu de la famille des préhenseurs (doigt de main robotique) en raison de son actionnement. Bien que ce système ne soit pas adapté en termes de dimensions ou de degrés de liberté nécessaires, il est intéressant de le remarquer pour son actionnement particulier : disposant de 3 degrés de liberté, seul l'un d'eux est

actionné, permettant l'auto-adaptation de la forme du doigt à son environnement ([LBG02], figure 2.28). Le mouvement est transmis aux autres degrés de liberté par l'intermédiaire de biellettes. Ce concept peut être intéressant dans la mesure où le robot s'adapte lui-même aux obstacles de son environnement ; cependant, il n'est pas possible avec cette architecture de connaître avec précision la pose du segment terminal. Il n'apparaît donc pas judicieux d'utiliser ce concept pour notre application.

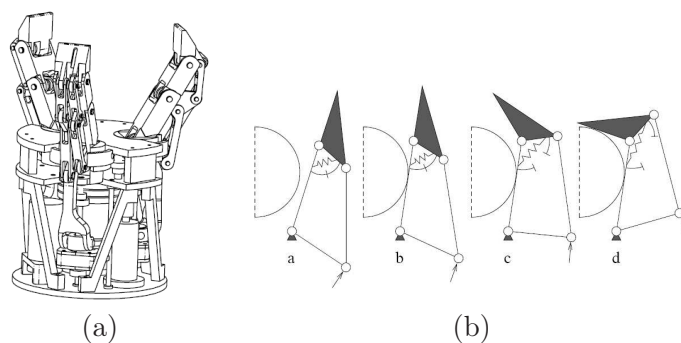


FIGURE 2.28 – Main robotique sous-actionnée de Laliberté et al. (a), actionnement d'un doigt (b) [LBG02].

### Mécanismes spatiaux

Cavusoglu et al. ont été parmi les précurseurs des instruments articulés pour la chirurgie mini-invasive. Leur robot permet 2 degrés de liberté en rotation et a un diamètre de 10mm ([CCTS98], voir figure 2.29). Malheureusement, le robot est actionné par un système hydraulique très gourmand en volume, et le module articulé a une longueur d'au moins 40mm. L'utilisation d'un système hydraulique n'apparaît pas pertinente ici du fait de sa difficulté de mise en oeuvre et de son encombrement.



FIGURE 2.29 – Poignet de Cavusoglu et al. [CCTS98].

On retrouve également dans cette catégorie des systèmes à 2 degrés de liberté actionnés par des câbles. On peut citer ainsi les premiers instruments du robot Da Vinci pour lesquels la rotation est obtenue au moyen de poulies, ou les seconds instruments du même robot pour lesquels la rotation est obtenue par une différence de longueur entre les câbles, ou enfin le système développé par Nakamura et al. pour lequel la rotation est également obtenue par une différence de longueur entre les câbles, mais qui a en plus la particularité



de se courber d'un seul côté pour chaque direction (le but étant d'augmenter la rigidité du système) ([NKM<sup>+</sup>00], voir figure 2.31). Des expériences ont été menées pour vérifier le comportement du système et des tests *in vivo* ont été réalisés. Comme on l'a déjà vu, l'utilisation d'une solution de ce type est envisageable pour notre application, toutefois il faudra prendre en compte l'augmentation de l'encombrement induite par l'augmentation du nombre de degrés de liberté, mais aussi le problème du couplage des mouvements.

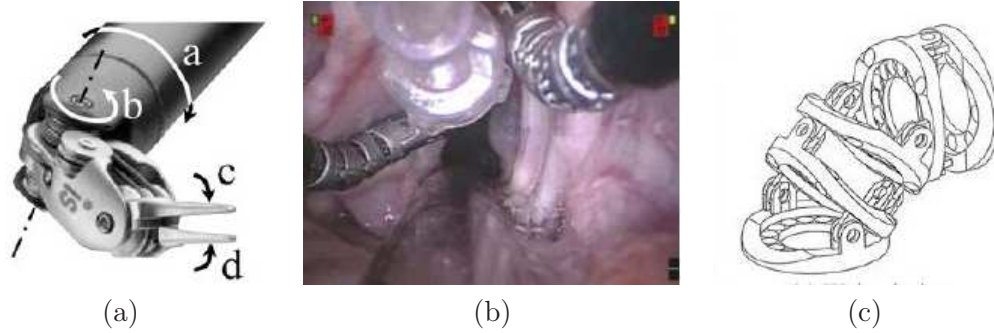


FIGURE 2.30 – Instruments invasifs du robot Da Vinci de la première génération et ses degrés de liberté (a) [dav], la deuxième génération (b) et sa conception (c)

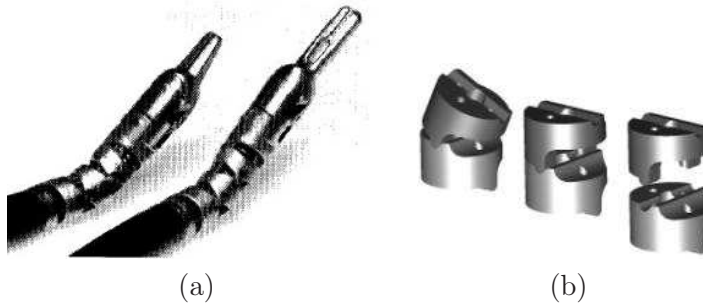


FIGURE 2.31 – Système de Nakamura et al. (a) et son architecture (b) [NKM<sup>+</sup>00].

Yamashita et al. ont travaillé sur des systèmes invasifs dont les deux degrés de liberté sont actionnés via des biellettes. Les biellettes sont utilisées pour tirer ou pousser le module suivant autour de la liaison pivot. Les biellettes de la deuxième liaison sont articulées afin de permettre la rotation au niveau de la première liaison ([YHD03], voir figure 2.32). Le système a ainsi une amplitude de  $\pm 90^\circ$  pour les deux directions de rotation et un diamètre de 9mm. Des études expérimentales ont été réalisées pour déterminer la relation entre le déplacement de la biellette et l'angle de rotation et ce pour différentes positions du système, la répétabilité, l'espace de travail ainsi que la puissance disponible du système. Une autre version de ce système a été construite avec un diamètre extérieur de 3.5mm destiné à la chirurgie foetale ([YMM<sup>+</sup>06]). Ces systèmes sont stérilisables et disposent d'un canal interne pour la circulation de matière, d'informations, ou d'instruments chirurgicaux. Cependant, adapter cette solution à notre application nécessite d'ajouter des degrés de liberté, ce qui induira d'une part le couplage des mouvements et d'autre part des difficultés

de mise en oeuvre et réalisation.

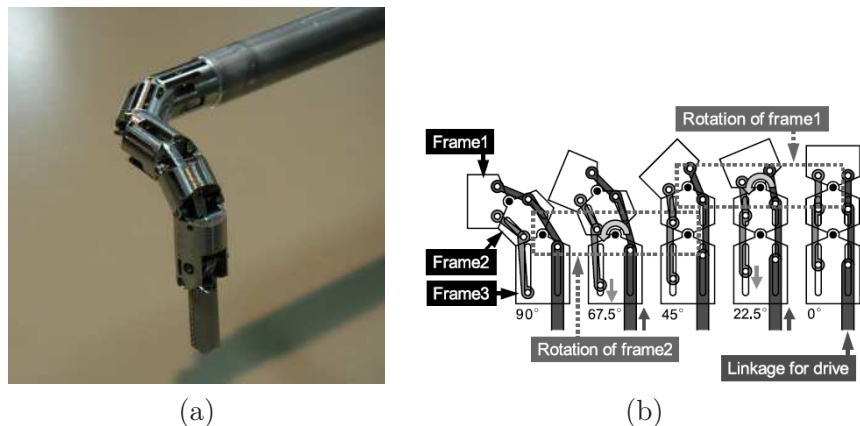


FIGURE 2.32 – Système invasif de Yamashita et al. (a) et son principe d'actionnement (b) [YHD03].

Enfin, on peut s'intéresser au système imaginé par Minor et al. utilisant une transmission par engrenages ([MM99], voir figure 2.33). Ce système dispose de 2 degrés de liberté mais possède en fait 5 liaisons pivots, dont 4 sont dépendantes et actionnées par une seule commande qui se transmet par des engrenages cylindriques, permettant une amplitude de  $\pm 180^\circ$ . La dernière liaison est indépendante et constitue le deuxième degré de liberté via une série d'engrenages cylindriques et un engrenage conique. Un modèle statique du système a été élaboré pour établir la relation entre les efforts en entrée et ceux en sortie. L'optimisation du système est alors effectuée sur les critères d'efforts transmissibles, d'espace de travail, du jeu entre les dents, du rayon de courbure et de l'angle de rotation maximal. Ce système a l'avantage d'avoir une grande amplitude et de pouvoir transmettre des efforts importants, mais le rayon de courbure est trop important et le nombre de degrés de liberté insuffisants pour l'appliquer tel quel à notre tâche.

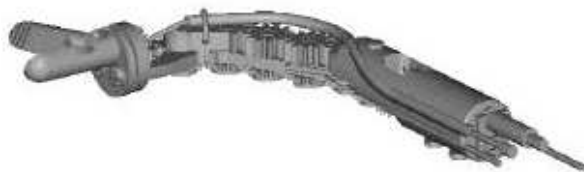


FIGURE 2.33 – Le bras articulé DALSA par Minor et al. [MM99].

On peut cependant envisager de l'adapter et donc d'augmenter le nombre de degrés de liberté et diminuer le rayon de courbure, comme il avait d'ailleurs déjà été fait dans un autre domaine et à une toute autre échelle : le système robotique de Gogu et al. est constitué de 7 degrés de liberté en rotation et translation, toute la transmission étant réalisée par des engrenages coniques montés sur des tubes concentriques (il y a autant de tubes concentriques dans la première section que de degrés de liberté) ([GC89], voir figure 2.34). Un système de plusieurs différentiels est placé à l'extérieur du robot et permet de



découpler les mouvements ; un modèle cinématique de l'ensemble a d'ailleurs été élaboré. La difficulté de l'adaptation de cette solution à la résection de tumeur est sa miniaturisation, tant du point de vue de sa réalisation que celui des efforts transmissibles et du système de découplage.

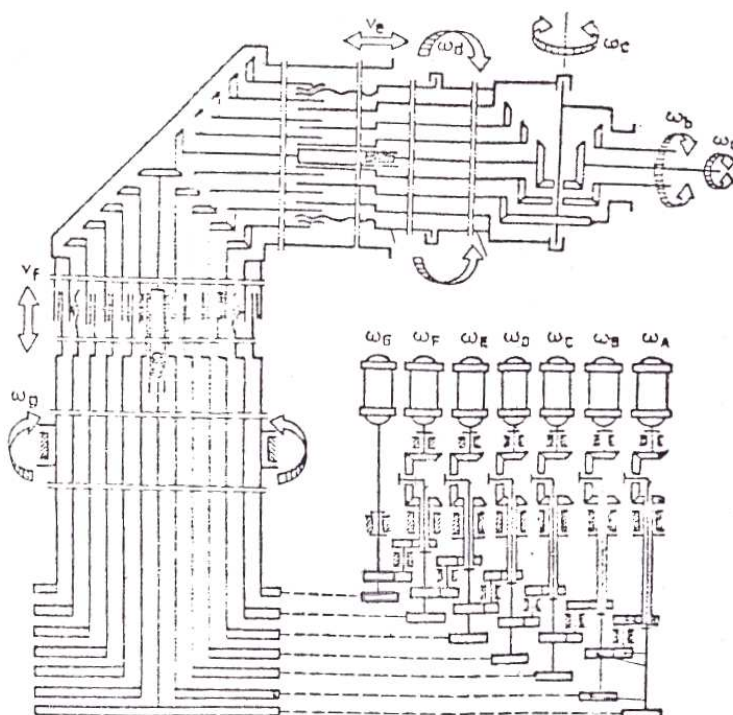


FIGURE 2.34 – Architecture du robot industriel à actionnement déporté par Gogu et al. [GC89].

Il existe des systèmes mixtes, qui utilisent câbles, bielles et engrenages, c'est le cas d'un système à plusieurs doigts destiné à la chirurgie laparoscopique ([OTO<sup>+</sup>09], figure 2.35), mais les remarques précédentes s'appliquent pareillement.

### 2.2.2.2 Systèmes à deux degrés de liberté par liaison

On s'intéresse maintenant toujours au même type de systèmes, mais qui ont deux degrés de liberté par liaison. Ces derniers semblent plus intéressants du point de vue de la dextérité par rapport à leur encombrement. On distingue les mécanismes qui utilisent des joints de cardan et ceux qui utilisent des liaisons rotules à doigt.

**Mécanismes à joint de cardan** Plusieurs systèmes ont été conçus utilisant des joints de cardans ; tous (parmi les systèmes à actionnement déporté) sont actionnés par des câbles. On peut ainsi citer un manipulateur pour la chirurgie mini invasive développé par Seibold et al. Ce système n'a qu'un seul joint de cardan, actionné par deux câbles par l'intermédiaire de poulies ([SKH05], voir figure 2.36). L'articulation n'a cependant pas une grande amplitude ( $\pm 40^\circ$  dans les deux directions) mais l'ensemble a une bonne rigidité. Des modèles cinématique et statique simplifiés permettent la commande et le dimensionnement

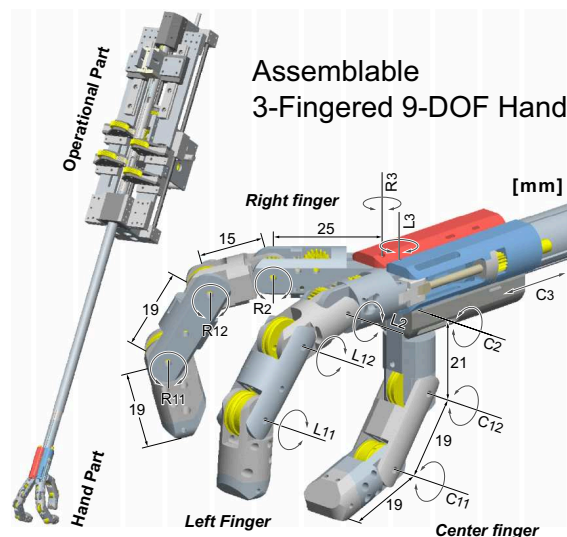


FIGURE 2.35 – Système à transmission mixte de Oshima et al. [OTO<sup>+</sup>09].

du système, un prototype et des expérimentations ont été réalisés. L'avantage de ce système est, comme les systèmes précédents, sa rigidité. Cependant, sa réalisation ne permet pas d'obtenir de grandes amplitudes, et le système doit être adapté pour avoir suffisamment de degrés de liberté.

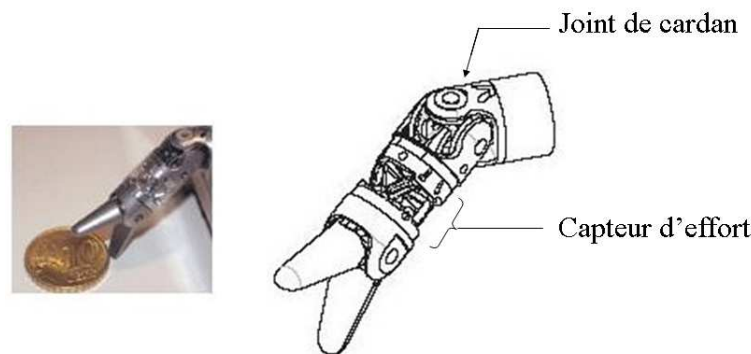


FIGURE 2.36 – Manipulateur de Seibold et al. [SKH05].

On peut aussi trouver des architectures de robot qui utilisent des joints de cardan actionnés par des câbles, mais sans poulies (figure 2.37, [DDG89]).

**Mécanismes à rotule à doigt** Un mécanisme à rotule à doigt a été conçu par Harada et al. pour la chirurgie foetale, il est ainsi de très faible taille (2.5mm de diamètre) ([HTFC05], voir figure 2.38). Ce système est constitué d'un empilage de billes et plateaux, lesquels sont reliés entre eux par des câbles. Deux degrés en rotation sont permis (la troisième rotation est bloquée par les câbles), et l'utilisation de deux billes permet de grandes amplitudes ( $\pm 90^\circ$  dans les deux directions). Un modèle cinématique simplifié est réalisé (une seule

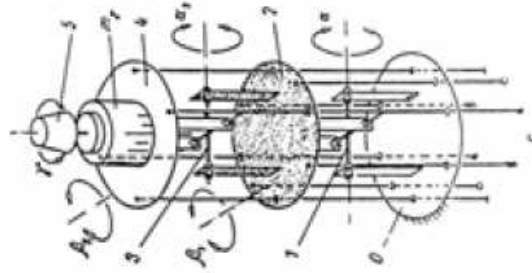


FIGURE 2.37 – Exemple d'architecture à câbles et joints de cardan [DDG89].

direction d'actionnement), et des expérimentations effectuées sur un prototype. En plus de ses grandes amplitudes, ce système dispose d'un canal intérieur (les billes sont percées) et d'une bonne rigidité. Une étude de rigidité sur une articulation de ce type disposant en plus de tubes superélastiques (pour améliorer la rigidité) a d'ailleurs été menée ([MPED07]). L'adaptation de cette architecture passerait cependant par un couplage des mouvements et un encombrement important des câbles.

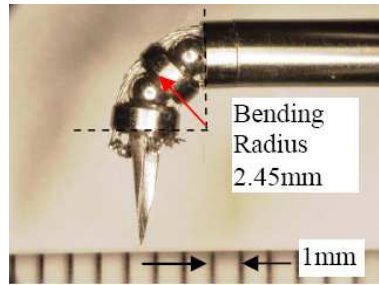


FIGURE 2.38 – Micromanipulateur par Harada et al. [HTFC05].

### 2.2.2.3 Systèmes à trois degrés de liberté par liaison

Peirs et al. ont développé un système à transmission hydraulique ([PRB99], voir figure 2.39), d'un diamètre de 12mm. Trois pistons montés parallèlement relient une plate-forme au reste de la structure, permettant ainsi 2 degrés de liberté en rotation (de  $\pm 35^\circ$  d'amplitude) et un degré en translation. Des valves piézoélectriques ou électromagnétiques embarquées contrôlent le flux hydraulique permettant l'actionnement du système. L'adaptation à notre application semble difficile du point de vue de l'encombrement et de la dextérité. En effet, il serait nécessaire d'ajouter des modules et donc de prévoir une circulation de fluide plus complexe ce qui impliquerait plus d'encombrement. Enfin garantir l'étanchéité et la sécurité sont aussi des facteurs qui augmentent l'encombrement. Ce type de solution ne semble donc pas envisageable pour la tâche de résection de tumeur.



FIGURE 2.39 – Système à transmission hydraulique par Peirs et al. [PRB99].

#### 2.2.2.4 Systèmes à quatre degrés de liberté par liaison

Enfin, on cite pour terminer cet état de l'art un système à 4 degrés de liberté. Röse et al. ([RWK<sup>+</sup>09]) ont développé un mécanisme à structure parallèle actionné par des bielles, pour la manipulation laparoscopique, et dont le diamètre est de 10mm. Trois rotations et une translation sont possibles pour cet instrument, mais l'assemblage de deux mécanismes de la sorte posera des problèmes de couplage des mouvements au niveau des biellettes et des difficultés de réalisation.

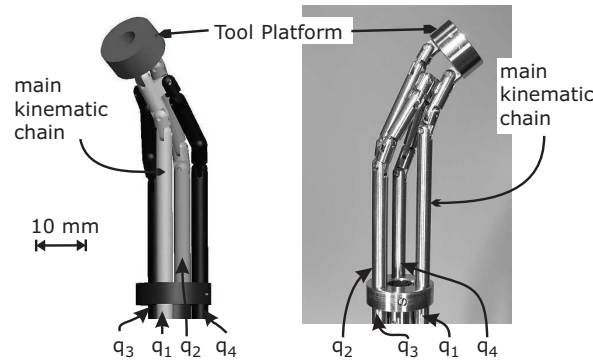


FIGURE 2.40 – Système à architecture parallèle à 4 degrés de liberté [RWK<sup>+</sup>09].

### 2.3 Choix d'une solution

Tous les systèmes présentés sont récapitulés dans les tables 2.1 et 2.2. Il ressort de cet état de l'art que seules quelques solutions ou types de solutions sont adaptables à l'application de résection de tumeur. On trouve ainsi le mécanisme à rotules actionné par des câbles en traction de Harada et al. [HTFC05], également un mécanisme fonctionnant de la même manière avec des liaisons par joints de cardan. On peut envisager également un mécanisme à liaisons pivot et actionné par des câbles en traction. Peut également convenir

après miniaturisation un système à un degré de liberté par liaison à transmission par engrenages, comme la solution proposée par Gogu et al. [GC89].

Des concepts intéressants ont de plus été soulignés dans cet état de l'art, permettant éventuellement leur exploitation au sein de nouvelles architectures. L'utilisation pour l'actionnement par exemple d'un bus et de microcircuits répartis permettrait l'intégration aisée de dispositifs de sécurité et de capteurs, alors qu'elle serait bien plus compliquée à mettre en oeuvre sur des solutions purement mécaniques comme celles présentées dans le paragraphe précédent. Un autre concept intéressant à noter est celui des liaisons par joints de cardan actionnées par engrenages [BSSC07]. Ce concept permet d'imaginer des solutions qui aient 2 degrés de liberté par liaison et qui soient actionnées autrement que par des câbles.

On voit dans cette section les différentes solutions ou concepts envisageables pour l'application de résection de tumeur, et on choisira l'une d'entre elles au terme de l'analyse.

### 2.3.1 Analyse de quelques architectures envisageables

#### 2.3.1.1 Solution utilisant des rotules actionnées par des câbles en traction

Une première solution consiste à utiliser le concept de Harada et al. [HTFC05], c'est-à-dire un mécanisme utilisant des rotules actionnées par câbles de traction, l'idée étant ici d'empiler en série plusieurs modules pour obtenir un plus grand nombre de degrés de liberté, chaque module ayant 2 degrés de liberté. Cette solution (décrite en figure 2.41) réunit de nombreux avantages tels qu'une grande amplitude (chaque module a  $90^\circ$  d'amplitude, et ce pour les deux degrés de liberté), un faible encombrement, la possibilité d'avoir un canal intérieur qui permette de guider un câble pour piloter l'outil de résection, une bonne dextérité (puisque chaque module dispose de deux degrés de liberté). De plus, les câbles permettent de transmettre des efforts suffisants pour la résection de tumeur, et la réalisation physique de cette solution est aisée.

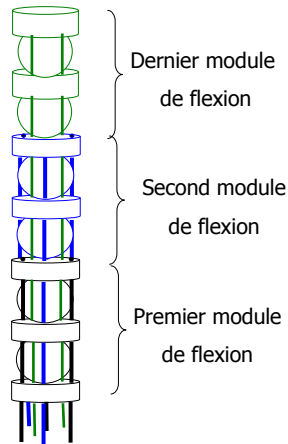


FIGURE 2.41 – Schéma de la solution 1 basée sur le concept développé par Harada et al.

Cependant, cette solution a été réalisée avec un seul module (donc 2 degrés de liberté). On ne connaît donc pas le comportement réel d'une solution ayant plusieurs modules,

surtout d'un point de vue des frottements au niveau des câbles. Il existe ainsi peut-être un risque de coincement des câbles à ne pas négliger. Il faut aussi prendre en compte le fait que cette solution est purement mécanique et n'intègre aucun élément de sécurité (capteurs). L'intégration ultérieure de capteurs pour la mise en application de la solution posera des problèmes d'encombrement au niveau des câbles de communication. Il faut aussi voir que cette solution ne peut théoriquement pas reprendre des efforts de torsion, les câbles étant parallèles à l'axe de torsion. Cependant, au vu de la précision recherchée par les neurochirurgiens (1mm), on peut penser qu'un faible jeu en torsion ne sera pas gênant pour la résection de tumeur (le jeu sera limité par la tension des câbles).

Enfin, la solution proposée par Harada et ses collègues est sous-actionnée (le plateau intermédiaire n'est pas piloté) mais elle a été préférée à la solution actionnant tous les plateaux pour des questions de dextérité [HTFC05]. On pourrait n'utiliser que des demi-modules (piloter tous les plateaux) et pour obtenir la même amplitude de flexion, il faudrait utiliser le double de modules et donc de câbles, mais l'encombrement des câbles ne permettrait pas la réalisation physique de ce système. Pour cette raison, on choisit plutôt la solution sous-actionnée, qui avec un nombre moindre de câbles et d'actionneurs, permet une amplitude de  $90^\circ$  de flexion par module. Le nombre de modules total du système est limité à trois à cause de l'encombrement des câbles.

On trouverait également sur un principe similaire des mécanismes fonctionnant avec des liaisons par joints de cardan ou des liaisons pivots, actionnés par des câbles en traction. Mais parmi toutes ces solutions, celle qui rassemble le plus d'avantages est la solution à rotules car elle dispose d'un passage intérieur, d'une grande dextérité et d'une incontestable facilité de réalisation.

### 2.3.1.2 Solution utilisant un actionnement réparti et des joints de cardan

L'état de l'art a montré un concept intéressant de la liaison par joint de cardan à engrenages ([BSSC07]). La solution consiste en un robot sériel composé de plusieurs modules reliés par des liaisons cardan à engrenages (donc à deux degrés de liberté), tous actionnés par un seul câble commun de torsion qui traverse tous les modules. Chaque demi-module (qui actionne un degré de liberté) utilise un micro-embrayage contrôlé par des micro-circuits embarqués, reliés entre eux par bus. La rotation du câble est transmise aux engrenages par l'embrayage, permettant la rotation du croisillon denté du joint de cardan (voir figure 2.42), et ainsi le mouvement du robot. L'embrayage est composé d'un pignon fou actionné par un micro-électroaimant. Le pignon fou est engagé sur l'une ou l'autre de deux roues dentées, selon le sens de rotation de l'articulation.

Le principal avantage de cette solution réside dans la possibilité d'intégration de dispositifs de sécurité. En effet, l'intégration de capteurs est possible et la solution reste très évolutive pendant son utilisation (intelligence répartie sur tout le robot). De plus, quel que soit le nombre de liaison, le nombre de câbles mécaniques et électriques restera le même. Cependant, un certain nombre d'inconvénients et de difficultés sont à déplorer, on les voit dans les points suivants :

**Résistance des câbles** Comme toutes les articulations sont actionnées par un même câble, une première difficulté concerne sa résistance. Le câble doit être suffisamment fin pour préserver une bonne amplitude des liaisons, mais doit résister aux efforts de torsion.

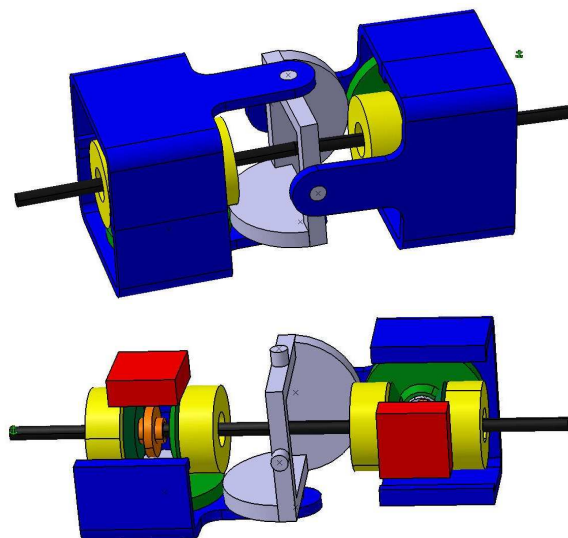


FIGURE 2.42 – Représentation d'un module. Le croisillon denté du joint de cardan est gris, les électroaimants sont jaunes, le pignon fou orange, les roues coniques vertes.

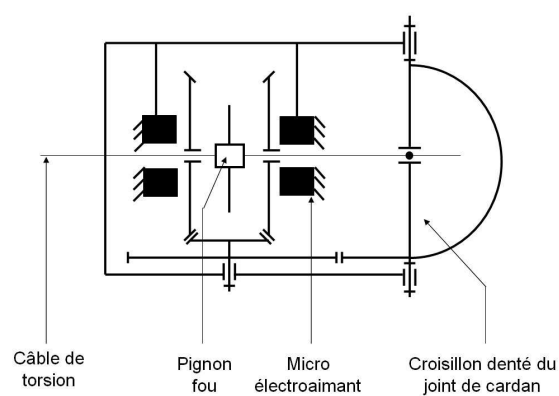


FIGURE 2.43 – Schéma d'un demi-module. L'actionnement d'un seul degré de liberté est montré ici.



Un modèle statique montre que le nombre de modules est ainsi limité par la résistance du câble. Si on considère un module, en considérant des valeurs réalistes pour les micro-engrenages, le couple exercé sur le câble est environ égal à 1.5 fois le couple exercé sur le croisillon. De plus, le couple sur le câble est maximal quand tous les modules sont alignés et que toutes les articulations sont actionnées au même instant (voir figure 2.44).

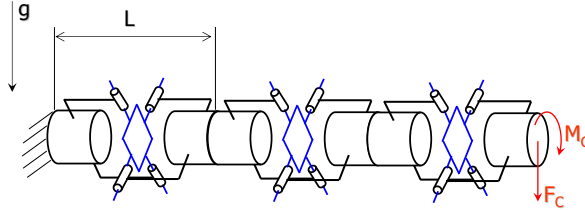


FIGURE 2.44 – Position du système pour laquelle le couple est maximal sur le câble. Le vecteur  $g$  représente la verticale (accélération de la pesanteur).

Dans ce cas, comme le système est sériel, le couple appliqué sur le câble par l'articulation  $n$  est égal au couple créé par l'ensemble des modules suivants. Notons  $P$  le poids d'un module,  $L$  sa longueur. Le couple final sur le câble sera :

$$M \approx 2.25 \cdot \sum_{k=0}^{n-1} \left( k^2 \frac{PL}{2} + kL \left( \frac{P}{2} + F_c \right) \right) + 2.25 (n-1) \left( \frac{PL}{2} + LF_c \right) + M_c$$

où  $n$  est le nombre de modules,  $F_c$  et  $M_c$  les efforts de coupe. Si l'on considère une longueur de 23mm et un poids de 4,4g par module, ce qui sont des valeurs réalistes (données par un logiciel CAO), alors un câble qui pilote 3 modules doit résister à 0.012Nm ( $F_c$  et  $M_c$  n'ont pas été pris en compte dans ce calcul). Un câble de 0.8mm de diamètre résiste théoriquement à 0.042Nm, mais possède un rayon de courbure limité. Le problème est donc de trouver un module plus léger de telle sorte qu'un câble plus fin puisse actionner tous les modules.

**Puissance des micro électroaimants** Les électroaimants sont utilisés pour actionner le pignon fou qui embraye sur les roues dentées. Leur puissance est limitée par leur taille (le nombre de spires) et l'intensité du courant (échauffement de l'électroaimant). Un mécanisme bistable, utilisant des impulsions de courant de très courte durée (et limitant ainsi l'échauffement), autoriserait plus de puissance. La difficulté est de savoir si l'espace disponible permet aux électroaimants de fournir une puissance suffisante.

**Conception du micro-embrayage** Comme on l'a dit précédemment, le mécanisme de l'embrayage est préférentiellement bistable. La difficulté est de concevoir des pignons fous qui permettent un mécanisme bistable mais soient suffisamment résistants pour transmettre le couple aux roues dentées.

**Commande pas à pas** Comme le câble de torsion est commun pour toutes les liaisons, et tourne à une vitesse constante et prédéfinie, chaque liaison peut être soit actionnée à la



vitesse prédéfinie, soit à l'arrêt. Par conséquent, toutes les poses ne sont pas accessibles au robot et le système doit être contrôlé pas à pas. De plus, selon la conception de l'embrayage, il peut être nécessaire d'arrêter le câble à chaque pas, de telle sorte que le pignon fou soit bien enclenché.

### 2.3.1.3 Solution utilisant des joints de cardan actionnés par des câbles en torsion et engrenages

Une autre solution, purement mécanique, inspirée de la solution précédente consiste à utiliser des liaisons pivots à engrenages, actionnées par des câbles en torsion liés à une roue conique (voir figure 2.45). Un seul câble serait ainsi nécessaire pour chaque degré de liberté, diminuant ainsi l'encombrement par rapport à la première solution (qui nécessite au moins 3 câbles pour deux degrés de liberté). De plus, chaque câble travaillant en torsion, les mouvements seraient découplés. L'inconvénient de ce système concerne les efforts transmissibles : un câble en torsion transmet beaucoup moins d'effort que le même câble en traction, et l'élasticité des câbles en torsion, vu leur longueur, diminue la rigidité du système global. Enfin, l'intégration de dispositif de sécurité semble également difficile.

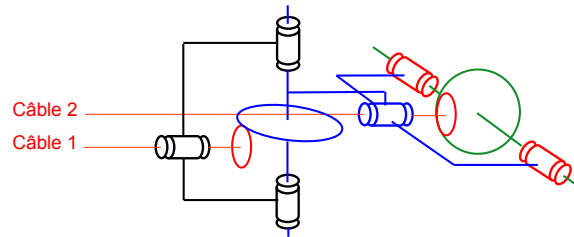


FIGURE 2.45 – Schéma cinématique d'une solution à deux degrés de liberté utilisant des câbles en torsion et des liaisons pivots

### 2.3.1.4 Solution utilisant des engrenages

On peut enfin imaginer la miniaturisation du système à un degré de liberté par liaison, proposé par Gogu et al. [GC89], qui utilise une transmission uniquement par engrenages. Les engrenages sont coniques et montés sur des tubes concentriques (voir figure 2.34). Les avantages de cette solution sont d'abord une grande précision de la pose, et de grandes amplitudes pour les rotations dans l'axe du robot. Cependant, pour les rotations d'axe perpendiculaire à l'axe du robot, les amplitudes sont plus faibles. De plus, la réalisation physique de cette solution à petite taille semble difficile et il est connu *a priori* que les frottements entre tubes seront d'autant plus importants que l'échelle est faible. L'encombrement de cette solution est aussi un inconvénient majeur.

## 2.3.2 Bilan et choix de l'architecture du robot de résection

On résume les avantages et inconvénients des solutions envisageables par rapport à notre application dans le tableau 2.3.

Il ressort de cette analyse que parmi les solutions 1, 3 et 4, la première semble la plus adaptée à la résection de tumeur, du fait de sa dextérité, de ses amplitudes, de son

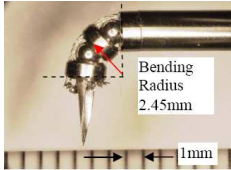
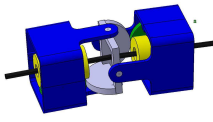
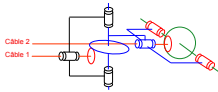
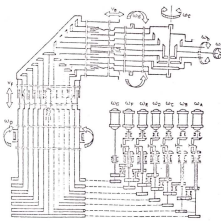
Solutions	Avantages	Inconvénients
 <p>Solution 1</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Passage intérieur</li> <li>– Efforts importants</li> <li>– Grande amplitude des mouvements</li> <li>– Faible encombrement</li> <li>– 2 ddl par joint : dextérité</li> <li>– Facilité de réalisation</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Nombre limité de modules</li> <li>– Comportement réel si plusieurs modules (frottements et coincement des câbles) ?</li> <li>– Absence de sécurité</li> <li>– Pas de reprise des efforts de torsion</li> </ul>
 <p>Solution 2</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Sécurité du dispositif (intégration de capteurs possible)</li> <li>– Evolutivité de la solution</li> <li>– 2 ddl par joint : dextérité</li> <li>– Même encombrement quel que soit le nombre de liaisons</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Moyennes amplitudes</li> <li>– Encombrement</li> <li>– Efforts suffisants ?</li> <li>– Commande pas à pas</li> <li>– Difficulté de conception</li> </ul>
 <p>Solution 3</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Bonne dextérité</li> <li>– Faible encombrement</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Moyennes amplitudes si un seul cardan par joint</li> <li>– Efforts suffisants ?</li> <li>– Pb de précision lié à la torsion des câbles (faible rigidité)</li> <li>– Absence de sécurité</li> </ul>
 <p>Solution 4</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Très grandes amplitudes pour les rotations dans l'axe du robot</li> <li>– Puissance suffisante</li> <li>– Précision de la pose</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Moyennes amplitudes pour les rotations d'axe perpendiculaire à l'axe du robot</li> <li>– Frottement entre tubes concentriques</li> <li>– Réalisation difficile</li> <li>– Absence de sécurité</li> <li>– Encombrement</li> </ul>

TABLE 2.3 – Comparaison entre différentes solutions pour l'application à la tâche de résection de tumeur

encombrement, de la puissance transmissible et de sa facilité de réalisation. La solution 2, bien qu'adaptée d'un point de vue sécuritaire, semble difficile à mettre en oeuvre. On choisit ainsi la première solution, constituée de trois modules, chacun étant constitué de deux liaisons rotules (pour assurer une amplitude suffisante). Trois câbles au minimum sont nécessaires pour actionner chaque module car bien qu'il n'y ait que deux degrés de liberté par module un troisième câble est nécessaire pour maintenir les plateaux et billes en contact. Il y aura donc au final neuf câbles (figure 2.41).

### 2.3.3 Choix de l'outil de résection

#### 2.3.3.1 Les outils existants

**Instruments pour l'hémostase (arrêt de la circulation sanguine)** Lorsque le chirurgien est amené à couper des vaisseaux sanguins, il lui faut empêcher l'hémorragie. Pour cela, il peut réaliser une obstruction physique en utilisant du coton, de la cire (pour une hémostase osseuse) ou encore des clips et des ligatures pour les gros vaisseaux ([KT00]). Il peut aussi faire coaguler les tissus, par une méthode chimique, électrique ou par laser. La méthode électrique, ou électrocoagulation, est la plus répandue. Elle consiste à appliquer un courant électrique de haute fréquence au tissu à coaguler, qui produit un échauffement local et par conséquent la coagulation. On parle de coagulateur monopolaire si une seule électrode est appliquée au tissu à coaguler (l'autre électrode est reliée à la terre). On parle de coagulateur bipolaire si les 2 électrodes sont placées sur le corps du patient (la deuxième électrode est soit placée loin de la première et pour éviter les brûlures locales présente une grande surface de contact avec les tissus, soit placée elle aussi sur le tissu à coaguler).

**Instruments de dissection et ablation de tissus** La dissection est la séparation de tissus. Elle s'effectue au moyen d'outils tranchants (scalpels, bistouris, ciseaux), ou grâce à des outils non tranchants (dissecteurs, pinces, forceps). On trouve aussi des outils à ultrasons, dont l'extrémité vibre à très haute fréquence, disloquant, échauffant et aspirant les tissus (bistouris à ultrasons, [SR01]), ou des outils électriques qui coupent par une électrocoagulation à plus haute puissance (bistouris électriques).

En neurochirurgie, on peut également trouver des anses électriques qui s'utilisent comme un fil à beurre : un courant circule dans un fil électrique formant une anse, et l'échauffement au contact du tissu provoque la coupe. Des aspirateurs évacuent ensuite les tissus disséqués. Certains aspirateurs peuvent disséquer eux-mêmes les tissus, soit par ultrasons, soit grâce à leur extrémité dentée au contact des tissus.

#### 2.3.3.2 Choix et modélisation de l'outil

Pour le moment, les bistouris à ultrasons ne sont pas miniaturisés et ne peuvent être utilisés tels quels. On choisit comme outil de principe un anneau fin tournant associé à un tube d'aspiration pour fragmenter et aspirer la tumeur. L'anneau pourra être entraîné par un câble de torsion passant à l'intérieur du robot de résection (dans l'espace prévu à cet effet). Lorsque l'anneau (circulaire) est en rotation autour de lui-même, le volume réséqué peut être modélisé par une sphère (comme une fraise sphérique). Le tube d'aspiration doit être positionné à l'extérieur du robot de résection, car la petite taille et la grande courbure

de l'espace interne du robot de résection peuvent causer la coagulation des tissus évacués et par suite boucher le tube.

L'outil étant en rotation permanente lors de la résection, l'orientation du robot de résection autour de l'axe de rotation de l'outil n'importe pas. Seules comptent les trois positions dans l'espace et les deux autres orientations. La tâche de résection nécessite donc au minimum 5 degrés de liberté. La conception du robot telle qu'on la propose à ce stade permet d'avoir 6 degrés de liberté : la redondance permettra plus de dextérité.

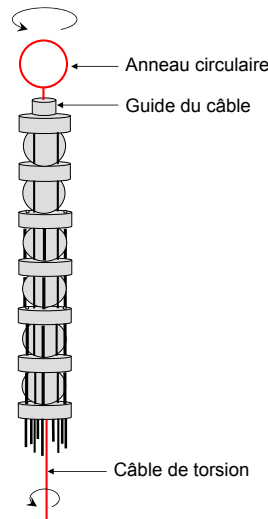


FIGURE 2.46 – Représentation de l'outil de résection (anneau circulaire)

### 2.3.4 Interface avec le robot de déploiement

Le robot de déploiement permet de créer un accès de la surface du crâne jusqu'à la tumeur. Le robot de résection utilise cet accès pour entrer en contact avec la tumeur et la réséquer. Pendant l'opération, le robot de déploiement reste déployé à l'intérieur du cerveau. Deux solutions peuvent être proposées :

- Le robot de résection est fixé au robot de déploiement (en bout, par exemple). L'interface consiste alors en une pièce permettant la fixation de la base du robot de résection sur le robot de déploiement. Cette solution peut cependant poser problème lors du déploiement du robot à l'intérieur du cerveau, le robot de résection en bout occupant un volume qui peut balayer et endommager les tissus. Une protection sera alors à prévoir.
- Le robot de résection peut coulisser à l'intérieur du robot de déploiement. L'interface consiste alors en un système permettant une translation entre la base du robot de résection et l'intérieur du robot de déploiement sur lequel il pourra prendre appui. L'avantage de cette solution est la modularité de l'ensemble, autorisant le chirurgien à retirer le robot de résection pour avoir l'accès à la tumeur par lui-même, et faciliter l'implantation d'électrodes par exemple. En contrepartie, l'interface peut être plus complexe à concevoir et aura une incidence sur la conception et le dimensionnement du robot de déploiement.

Quelle que soit la solution retenue, une translation additionnelle peut être prise en compte pour le robot de résection, qu'elle soit pourvue par le dernier module du robot de déploiement si le robot de résection y est fixé, ou par l'interface entre les deux si le robot de résection coulisse à l'intérieur du robot de déploiement. Le robot de résection sera ainsi considéré dans toute la suite comme ayant 7 degrés de liberté, soit un degré de translation provenant du robot de déploiement ou de l'interface et 6 degrés provenant des trois modules de flexion (figure 2.47).

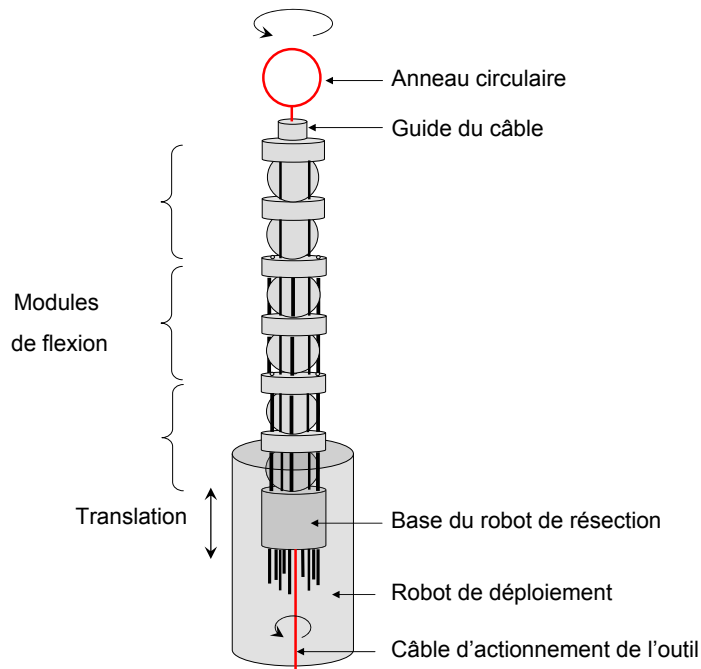


FIGURE 2.47 – Représentation du robot de résection.

L'interface entre le robot de résection et le robot de déploiement n'est pas abordée dans ces travaux de thèse, elle fera l'objet d'une étude future prenant en compte les caractéristiques des deux robots. Cependant, la conception du robot de résection a été réalisée en prenant en compte les contraintes liées à l'intégration des deux systèmes : les câbles d'actionnement pourront être acheminés par des gaines, et la base du robot pourra être adaptée par la modification ou l'habillage du cylindre extérieur.

## 2.4 Synthèse

Après avoir présenté les systèmes et structures qui pourraient être adaptés à l'application d'ablation de tumeur cérébrale, et au vu de critères d'encombrement, de dextérité et de rigidité définis dans le cahier des charges (section 1.4), un premier choix a été fait et a mis en évidence quatre solutions potentielles. Une analyse critique de chacune d'entre elles a mené au choix d'une architecture modulaire actionnée par câbles, pour sa simplicité de réalisation, son amplitude et sa rigidité. Ce chapitre a également abordé la question de l'outil de résection, et proposé une solution qui sera testée et validée lors d'expérimentations.

Une réflexion sur l'intégration du robot d'ablation au sein du système multi-robot a formulé l'enjeu et le rôle de l'interface entre le robot de déploiement et le robot de résection. La conception du robot de résection a finalement abouti à un concept de micro-robot à sept degrés de liberté, redondant vis-à-vis de la tâche de résection pour permettre une dextérité maximale. Ce concept sera testé et validé grâce à la réalisation d'un démonstrateur (chapitre 5). On aborde sa modélisation géométrique dans le chapitre suivant.



## Chapitre 3

# Modélisation Géométrique

La modélisation géométrique de la solution par billes et câbles proposée par Harada et al. abordait un problème plan, dans lequel deux câbles étaient situés de part et d'autre des billes [HTFC05]. Cette modélisation géométrique, simple et à un seul paramètre (l'angle de flexion) n'est pas suffisante pour décrire complètement le comportement du robot dans l'espace. On souhaite établir dans ce chapitre un modèle géométrique qui puisse décrire le robot quel que soit son plan de flexion. La particularité du système est la constitution hybride du robot. En effet, on peut considérer que l'architecture du robot est sérielle, puisque constituée de liaisons rotules en série, tandis que l'actionnement, qui est effectué par trois câbles par module, peut être considéré comme parallèle. Après avoir traité le schéma cinématique, on développera séparément les modèles concernant l'architecture et l'actionnement, que l'on concaténera ensuite pour obtenir les modèles géométriques directs et inverses.

### 3.1 Schéma cinématique

#### 3.1.1 Schéma d'un demi-module

Considérons un demi-module, constitué par deux plateaux et une sphère. Ce demi-module possède une mobilité de 6 (car il dispose de deux liaisons sphériques de même centre correspondant au centre de la bille), mais une spatialité de 3 (le plateau supérieur possède trois rotations par rapport au plateau inférieur). Les trois mobilités internes correspondent à la rotation de la bille sur elle-même, sans que les plateaux n'aient de mouvement. Cette mobilité est interne et n'influence pas le positionnement du plateau supérieur, mais elle est également limitée par le câble actionnant l'outil de résection et passant par la bille et les plateaux. Ainsi on ne tient pas compte dans la suite des trois mobilités internes de la bille.

On peut alors modéliser le demi-module dans un premier temps par une seule liaison sphérique (rotule), c'est-à-dire à trois paramètres indépendants. Cependant, ce modèle n'intègre pas l'action des câbles, puisque les câbles autorisent seulement deux degrés de liberté, donc deux paramètres indépendants (en considérant négligeable le jeu de torsion). Il est nécessaire de formuler des hypothèses sur la modélisation pour pouvoir intégrer l'action des câbles et passer du demi-module à trois degrés de liberté à un modèle à deux degrés de liberté intégrant l'action des câbles. Ces hypothèses doivent mener à un comportement réaliste du module (qui pourra être validé plus tard par des tests expérimentaux). Ce



comportement réaliste est défini par la conservation de la symétrie du demi-module lors de la flexion dans l'un de ses plans de symétrie. En effet, comme le demi-module dispose de trois câbles régulièrement espacés (tous les  $2\pi/3$ ), en cas de flexion dans chacun des trois plans de symétrie (passant par l'un des câbles), le câble appartenant au plan de symétrie doit rester dans ce plan et les deux autres câbles doivent rester symétriques par rapport au plan (figure 3.1).

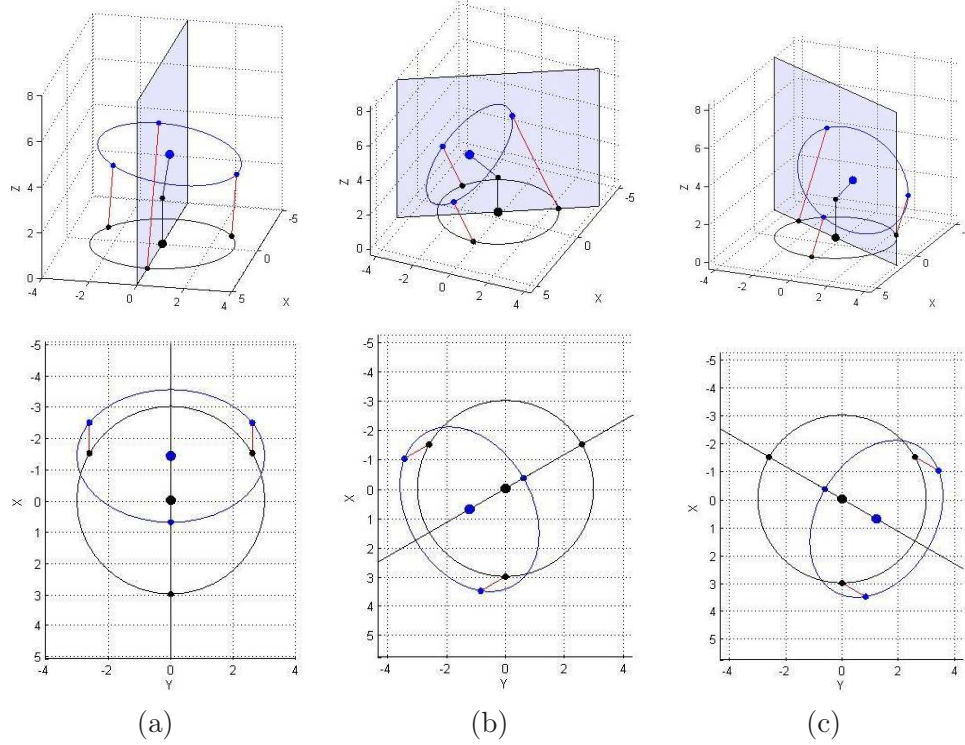


FIGURE 3.1 – Définition d'un comportement réaliste : exemple de flexion réaliste d'un demi-module dans ses trois plans de symétrie ((a),(b) et (c)), vue en perspective (en haut) et en projection dans le plan du plateau inférieur (x,y) (en bas). Les plateaux inférieurs sont représentés par les cercles noirs, les plateaux supérieurs par les cercles bleus, et les câbles sont en rouge.

Ainsi, les hypothèses faites sur la modélisation d'un demi-module, permettant de passer de trois degrés de liberté à deux paramètres indépendants doivent permettre de reproduire ce comportement. Plusieurs hypothèses de modélisation sont proposées dans la suite, et sont confrontées au comportement réaliste précédemment défini.

#### 3.1.1.1 Première hypothèse : modélisation par joint de cardan

Une première idée a été de modéliser un demi-module par un joint de cardan (figure 3.2). Dans ce cas seulement deux paramètres sont nécessaires et suffisants pour définir la pose d'un demi-module.

Pour vérifier si l'hypothèse de modélisation par cardan respecte le comportement réaliste défini plus haut, on écrit l'opérateur homogène associé au demi-module  $T_{cardan}$  :

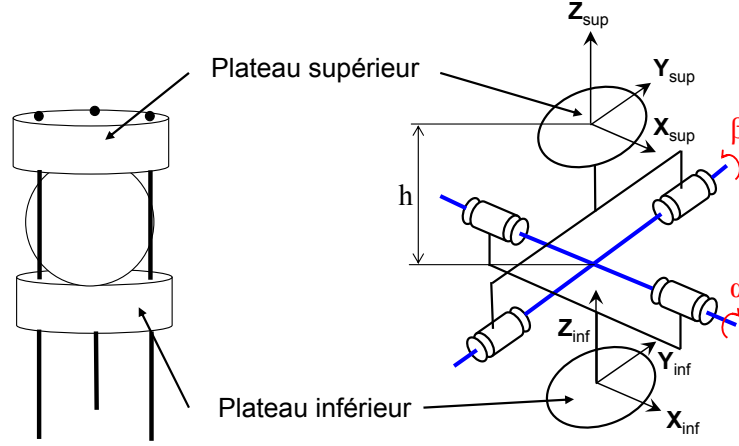


FIGURE 3.2 – Modélisation d'un demi-module par cardan.

$$\mathbf{T}_{cardan} = \mathbf{T}(z, h) \cdot \mathbf{R}(x, \alpha) \cdot \mathbf{R}(y, \beta) \cdot \mathbf{T}(z, h) \quad (3.1)$$

$$\mathbf{T}_{cardan} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ h \sin \beta & \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ -h \sin \alpha \cos \beta & \sin \alpha \sin \beta & \cos \alpha & -\sin \alpha \cos \beta \\ h + h \cos \alpha \cos \beta & -\cos \alpha \sin \beta & \sin \alpha & \cos \alpha \cos \beta \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

où  $\alpha$  et  $\beta$  sont les angles de rotation définis en figure 3.2, et  $h$  la distance entre le centre de la sphère et celui d'un plateau. Le choix des opérateurs homogènes utilisés dans cette modélisation est inspirée de la méthode Traveling Coordinate System (TCS) [GCB97].

Une flexion dans un plan de symétrie implique que le vecteur unitaire normal au plateau supérieur  $\mathbf{Z}_{sup}$  appartienne à ce plan. Pour un angle de courbure donné (ou angle entre les plateaux), le vecteur normal  $\mathbf{Z}_{sup}$  est entièrement défini. Ceci se traduit d'après 3.2 par l'écriture des trois équations en fonction de  $\alpha$  et  $\beta$  :

$$\mathbf{Z}_{sup} = \begin{bmatrix} \sin \beta \\ -\sin \alpha \cos \beta \\ \cos \alpha \cos \beta \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

ce qui admet pour solution :

$$\begin{aligned} \sin \beta &= \mathbf{Z}_{sup} X \\ \tan \alpha &= -\frac{\mathbf{Z}_{sup} Y}{\mathbf{Z}_{sup} Z} \end{aligned} \quad (3.4)$$

Les solutions trouvées sont ensuite utilisées pour calculer l'opérateur homogène correspondant  $\mathbf{T}_{cardan}$  et déduire la position d'attache des câbles sur le plateau supérieur. Les résultats sont présentés sur la figure 3.3.

La modélisation par cardan permet de respecter la symétrie seulement pour l'un des trois plans de symétrie, et si le cardan est bien positionné dans ce plan (voir figure 3.3). Lors de la flexion dans les deux autres plans, les câbles ne sont plus symétriques et adoptent

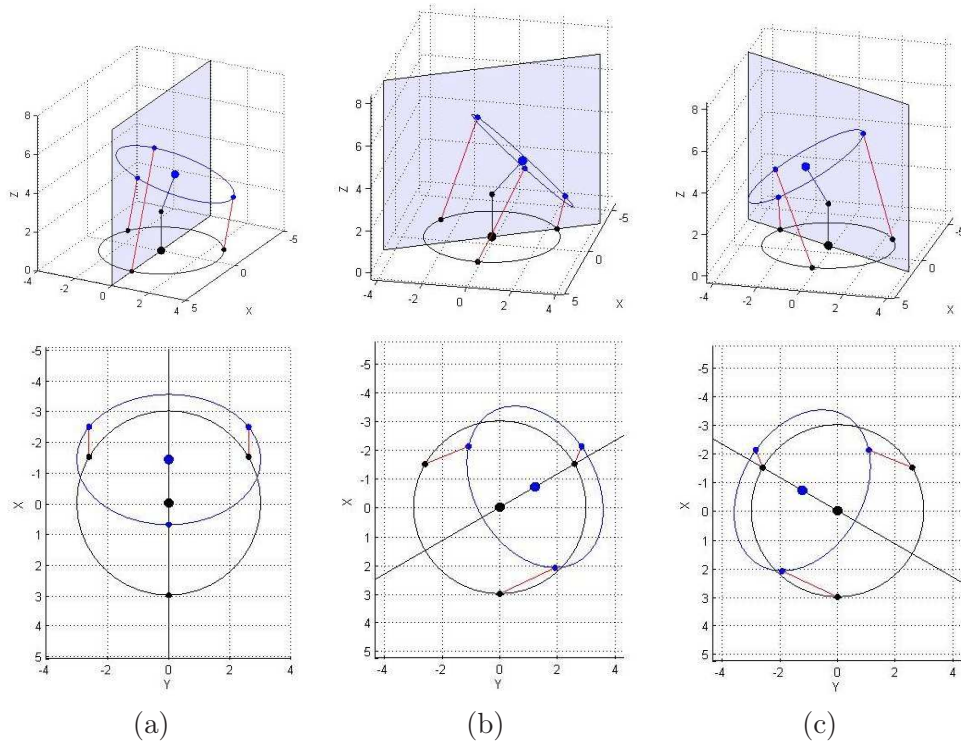


FIGURE 3.3 – Poses obtenues par la modélisation par cardan, dans le cas de flexion dans les trois plans de symétrie du demi-module. Vue en perspective (en haut) et en projection dans le plan du plateau inférieur (x,y) (en bas). Dans (b) et (c), les câbles ne sont plus symétriques par rapport au plan.

une trajectoire non réaliste. L'hypothèse de modélisation par cardan ne semble donc pas appropriée pour un demi-module.

### 3.1.1.2 Deuxième hypothèse : modélisation par deux liaisons pivots

Une deuxième idée est de modéliser le demi-module par deux liaisons pivots orthogonales disposées telles que montrées en figure 3.4. Deux paramètres sont toujours nécessaires et suffisants pour décrire le système et sont directement les valeurs articulaires des liaisons pivots.

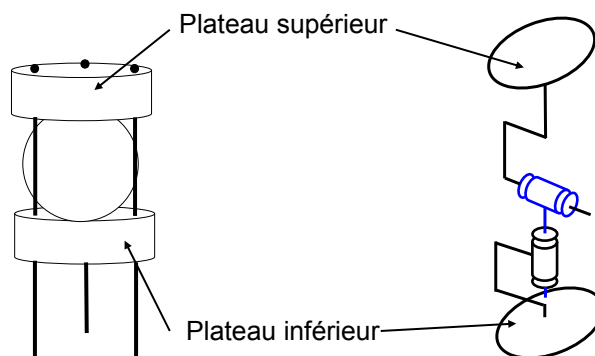


FIGURE 3.4 – Modélisation d'un demi-module par deux liaisons pivots orthogonales.

La même méthode que précédemment utilisant l'opérateur homogène du demi-module est utilisée pour vérifier la propriété de symétrie. Les résultats sont montrés en figure 3.5. Cependant, dans ce cas également la symétrie du robot n'est pas respectée pour les cas de flexion dans les trois plans. Elle est respectée pour un plan seulement et si l'axe de la deuxième liaison pivot (donc l'axe de flexion) est initialement normal au plan de symétrie et la première liaison mise à zéro.

Il semble que dans ces deux modélisations à deux liaisons une rotation du plateau supérieur est introduite par rapport au plateau inférieur, brisant la symétrie des câbles entre les deux plateaux. Comme l'utilisation de seulement deux liaisons pivots ne suffit pas pour représenter le comportement réel du demi-module, on suppose que l'ajout d'une troisième liaison pivot permettra de compenser la rotation qui a été introduite, c'est la troisième hypothèse.

### 3.1.1.3 Troisième hypothèse : modélisation par trois liaisons pivots

Si on modélise le système par trois liaisons pivots, on dispose de trois paramètres pour le demi-module alors qu'il n'a que deux degrés de liberté. Il faut donc trouver une relation de dépendance entre ces trois paramètres afin de représenter au mieux l'action des câbles sur le comportement du module et qui permette de reproduire un comportement réaliste.

Comme dit précédemment, la première idée allant dans ce sens est d'utiliser la troisième liaison pivot pour compenser la torsion introduite par les deux premières liaisons. Dans la modélisation précédente, la symétrie est respectée si l'axe de la deuxième liaison est initialement normal au plan de symétrie et la première liaison mise à zéro. On introduit

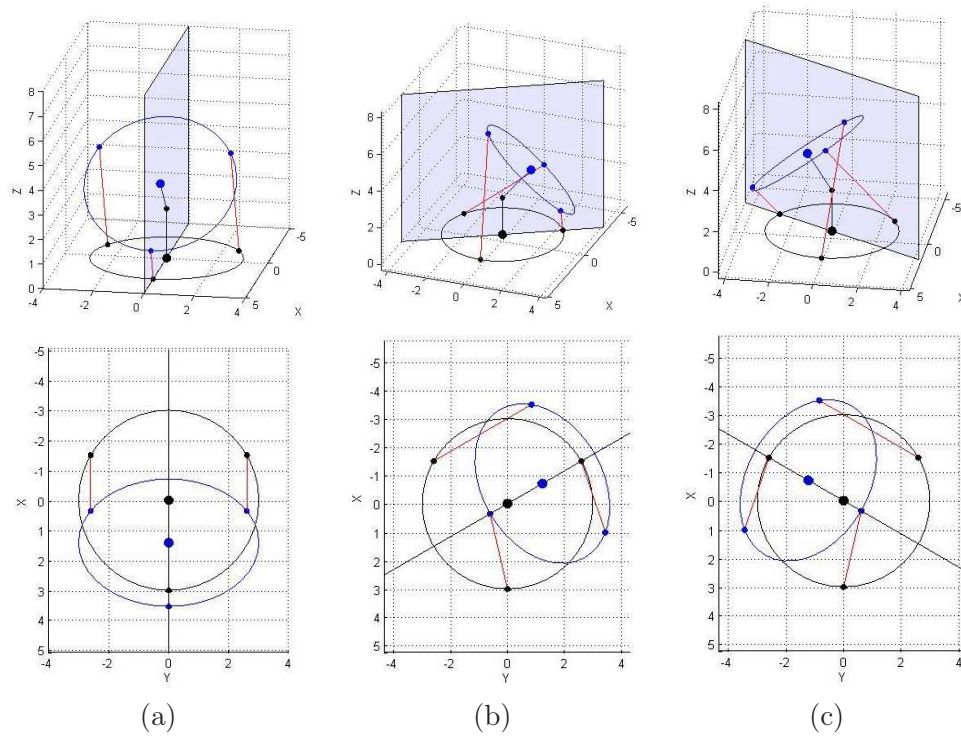


FIGURE 3.5 – Poses obtenues par la modélisation par deux pivots, dans le cas de flexion dans les trois plans de symétrie du demi-module. Vue en perspective (en haut) et en projection dans le plan du plateau inférieur (x,y) (en bas). Dans (b) et (c), les câbles ne sont plus symétriques par rapport au plan de symétrie.

une autre liaison pivot, orthogonale à la deuxième liaison pivot, comme décrit en figure 3.6 qui compense la torsion introduite par la première liaison. On définit une relation de dépendance entre les paramètres de la première et troisième liaison  $\alpha$  et  $\gamma$  par la relation :

$$\alpha = -\gamma \quad (3.5)$$

Cette relation est une hypothèse que l'on fait pour reproduire le comportement réaliste. On peut ainsi voir cette modélisation comme un module constitué d'un seul axe de flexion que l'on pourrait "choisir" (en faisant tourner cet axe).

D'après les poses obtenues par cette modélisation (figure 3.7), les hypothèses de modélisation à trois pivots et de relation de dépendance définie plus haut permettent de respecter les trois plans de symétrie et le modèle ainsi défini semble bien représentatif du comportement réel du robot.

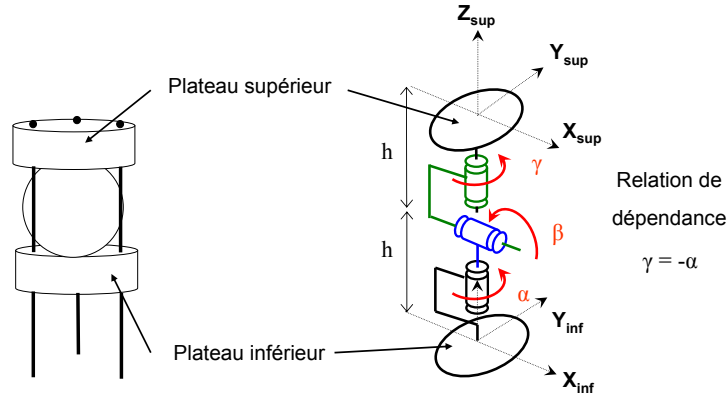


FIGURE 3.6 – Modélisation d'un demi-module par trois liaisons pivots orthogonales.

Le modèle direct d'un demi-module obtenu par cette modélisation s'écrit, si  $T_{1/2}$  est l'opérateur homogène qui permet de passer du plateau inférieur (repère  $\mathcal{R}_{inf}$ ) au plateau supérieur ( $\mathcal{R}_{sup}$ ) (cf. figure 3.7) :

$$T_{1/2} = T(z, h) \cdot R(z, \alpha) \cdot R(y, \beta) \cdot R(z, -\alpha) \cdot T(z, h) \quad (3.6)$$

$$T_{1/2} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 2hcas\beta & ca^2c\beta + sa^2 & cac\beta sa - saca & cas\beta \\ 2hsas\beta & cac\beta sa - saca & sa^2c\beta + ca^2 & sas\beta \\ 2hc\beta & -cas\beta & -sas\beta & c\beta \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

où  $ca = \cos(\alpha)$  et  $sa = \sin(\alpha)$  (de même pour  $\beta$ ). Un modèle constitué de trois autres rotations pourrait également convenir, par exemple tel que défini dans la figure 3.8, auquel cas son modèle direct s'écrit sous la forme :

$$T_{1/2} = T(z, h) \cdot R(x, \alpha) \cdot R(y, \beta) \cdot R(z, \gamma) \cdot T(z, h) \quad (3.8)$$

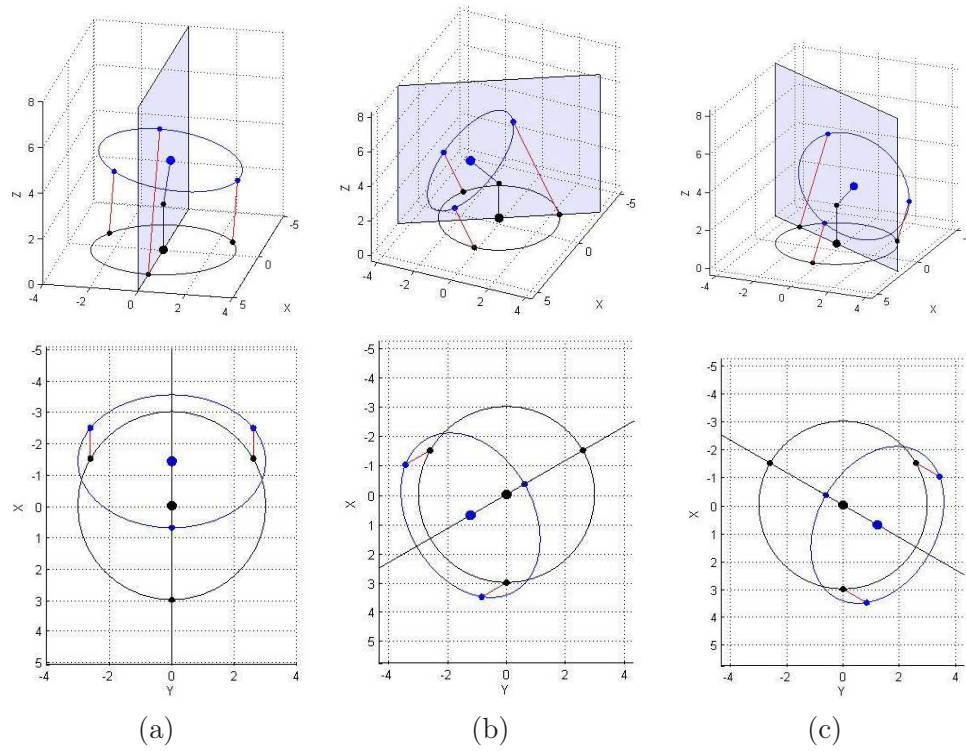


FIGURE 3.7 – Poses obtenues par la modélisation par trois pivots, dans le cas de flexion dans les trois plans de symétrie du demi-module. Dans les trois cas, les câbles sont symétriques par rapport au plan de symétrie.

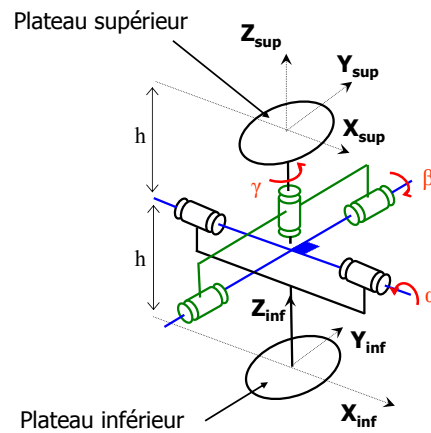


FIGURE 3.8 – Exemple d'un autre schéma cinématique possible, avec une relation de dépendance.



$$T_{1/2} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ hs\beta & c\beta c\gamma & -c\beta s\gamma & s\beta \\ -hsac\beta & sas\beta c\gamma + cas\gamma & -sas\beta s\gamma + cac\gamma & -sac\beta \\ h(1 + cac\beta) & -cas\beta c\gamma + sas\gamma & cas\beta s\gamma + sac\gamma & cac\beta \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

et auquel une relation de dépendance entre les trois paramètres doit s'ajouter pour n'obtenir que deux paramètres indépendants. Pour obtenir un comportement réaliste comme la modélisation précédente, on compare les deux opérateurs 3.7 et 3.9. Par observation de la relation d'égalité des termes de la 2ème ligne, 3ème colonne et de la 3ème ligne, 2ème colonne de l'opérateur 3.7, une relation de dépendance dans l'opérateur 3.9 peut être déduite. Nécessairement :

$$sas\beta c\gamma + cas\gamma = -c\beta s\gamma \quad (3.10)$$

d'où :

$$\tan(\gamma) = -\frac{\sin(\alpha) \sin(\beta)}{\cos(\alpha) + \cos(\beta)} \quad (3.11)$$

On obtient une relation de dépendance entre les trois paramètres beaucoup plus complexe que dans le premier cas. Pour cette raison, on choisit le schéma cinématique d'un demi-module comme défini en figure 3.6 par l'opérateur 3.7.

### 3.1.2 Schéma d'un module

Un module complet est constitué de deux billes et trois plateaux mais de seulement trois câbles, les câbles n'étant fixés qu'au plateau supérieur. Ils coulisent au niveau des plateaux intermédiaires, entraînant celui-ci avec eux lors de la flexion. Dans un module, il y a au total douze mobilités (dues aux quatre liaisons sphériques billes/plateaux), pour deux degrés de liberté actionnés. Six mobilités internes correspondent aux rotations des billes sur elles-mêmes, mais n'influencent pas la pose des plateaux et sont limitées par le passage du câble de l'outil de résection. L'intégration de l'influence des câbles pour chaque demi-module apporte deux relations de dépendance qui correspondent aux rotations des plateaux intermédiaire et supérieur autour de leur axe (deux mobilités). Cependant, deux mobilités restent inconnues et peuvent être liées aux rotations du plateau intermédiaire selon ses deux autres axes, qui affectent la pose de l'effecteur.

D'après [HTFC05], cette indétermination peut être levée en faisant l'hypothèse que les deux demi-modules se comportent de façon identique, ou en d'autres termes que le plateau intermédiaire reste dans le plan médiateur des plateaux inférieur et supérieur (ou que les plateaux supérieur et inférieur sont symétriques par rapport au plateau intermédiaire). En effet, la raideur des câbles tend à positionner naturellement ce dernier de façon symétrique par rapport aux plateaux inférieur et supérieur.

A partir de deux demi-modules modélisés chacun par trois liaisons pivots et une relation de dépendance, un module peut être modélisé par six liaisons pivots (figure 3.9). L'hypothèse précédente de symétrie du plateau intermédiaire rajoute deux relations de dépendance (paramètres articulaires identiques) qui sont



$$\begin{aligned}\delta &= \alpha \\ \epsilon &= \beta\end{aligned}\quad (3.12)$$

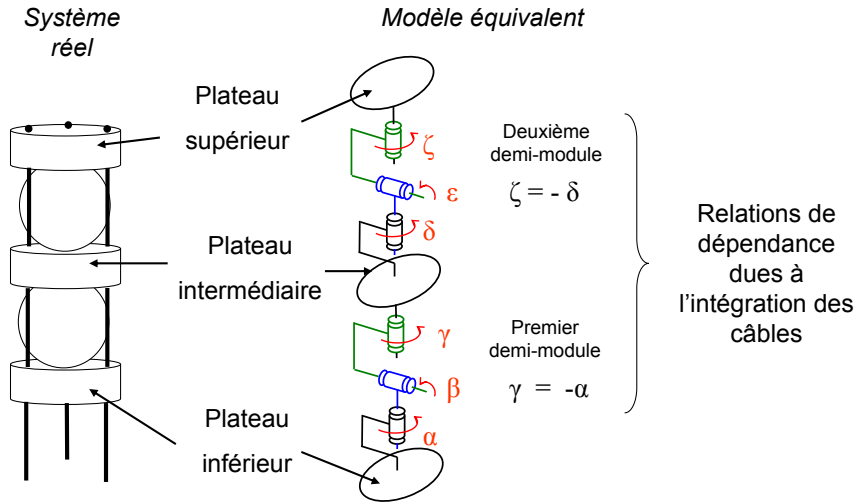


FIGURE 3.9 – Schéma cinématique d'un module à six paramètres et deux relations de dépendance.

Pour un module, on obtient ainsi un modèle à six paramètres (six liaisons pivots), avec quatre relations de dépendance entre paramètres (une relation pour le premier demi-module, une relation pour le deuxième demi-module, et deux relations dues à l'hypothèse de symétrie). Au vu des axes des liaisons pivots, et des relations de dépendance entre paramètres, on peut simplifier le schéma cinématique pour aboutir à un modèle à quatre liaisons pivots, et deux relations de dépendance (figure 3.10).

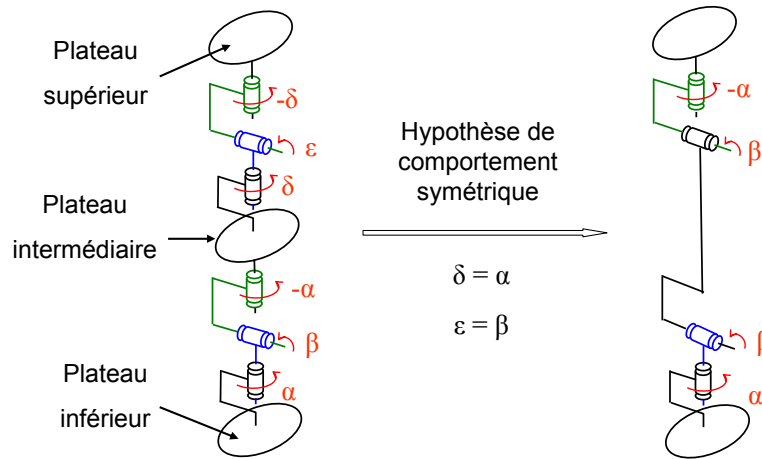


FIGURE 3.10 – Simplification du schéma cinématique d'un module à six paramètres et quatre relations de dépendance.

Le câble d'actionnement de l'outil de résection, sollicité en torsion et passant à l'intérieur du robot (billes et plateaux) est guidé à l'intérieur du robot par ses multiples points de contact avec les billes et les plateaux. Les trous dans les billes sont suffisamment grands pour qu'il reste à tout moment suffisamment d'espace au câble d'actionnement. Il limite par lui-même les rotations des billes sur elles-mêmes mais n'influe pas sur la pose du plateau supérieur. Ainsi on ne tient pas compte de son influence dans le modèle. A partir du schéma cinématique décrit plus haut, on peut écrire les modèles géométriques direct et inverse d'un module complet.

## 3.2 Modélisation géométrique d'un module

### 3.2.1 Calculs préliminaires

Si on souhaite écrire le modèle géométrique direct d'un module complet (architecture et actionnement), on doit écrire le modèle géométrique direct parallèle de l'actionnement (calcul des paramètres du schéma cinématique, c'est-à-dire des angles  $\alpha$  et  $\beta$ , en fonction des longueurs de câble), et le modèle géométrique direct sériel de l'architecture (calcul de la pose du plateau supérieur en fonction des paramètres  $\alpha$  et  $\beta$ ). De même, si on souhaite écrire le modèle géométrique inverse du système complet, on doit écrire le modèle géométrique inverse parallèle de l'actionnement (calcul des longueurs de câbles en fonction de  $\alpha$  et  $\beta$ ) et le modèle géométrique inverse sériel (calcul de  $\alpha$  et  $\beta$  en fonction de la pose du plateau supérieur). Comme on obtient plus facilement les modèles géométriques inverse parallèle et direct sériel, on les calcule dans un premier temps avant de pouvoir écrire les modèles complets.

#### 3.2.1.1 Modèle géométrique direct de l'architecture sérielle

On exprime dans ce paragraphe la pose du plateau supérieur du module en fonction des paramètres d'entrée  $\alpha$  et  $\beta$ . On note  $T_{01}$  l'opérateur homogène qui permet de passer du repère  $\mathcal{R}_0$  lié au plateau inférieur au repère  $\mathcal{R}_1$  lié au plateau supérieur (il exprime la position et l'orientation du repère  $\mathcal{R}_1$  par rapport au repère  $\mathcal{R}_0$ ). On note  $\mathcal{R}_{1'}$  le repère lié au plateau intermédiaire. Les origines  $O_0$ ,  $O_{1'}$  et  $O_1$  de ces repères sont choisies au centre des billes. On note  $h$  la distance entre les centres des plateaux et les centres de sphères, et on obtient le modèle géométrique direct de l'architecture (voir figure 3.11) :

$$T_{01} = R(z, \alpha) \cdot R(y, \beta) \cdot T(z, 2h) \cdot R(y, \beta) \cdot T(z, 2h) \cdot R(z, -\alpha). \quad (3.13)$$

Par raisonnement géométrique (voir figure 3.12), on simplifie cette expression :

$$T_{01} = R(z, \alpha) \cdot \underbrace{R(y, \beta) \cdot T(z, 2h) \cdot R(y, \beta) \cdot T(z, 2h)}_{T\left(z, \frac{h}{\cos(\beta)}\right) \cdot R(y, 2\beta) \cdot T\left(z, \frac{h}{\cos(\beta)} + 2h\right)} \cdot R(z, -\alpha) \quad (3.14)$$

On obtient finalement :

$$T_{01} = R(z, \alpha) \cdot T\left(z, \frac{h}{\cos(\beta)}\right) \cdot R(y, 2\beta) \cdot T\left(z, \frac{h}{\cos(\beta)} + 2h\right) \cdot R(z, -\alpha) \quad (3.15)$$

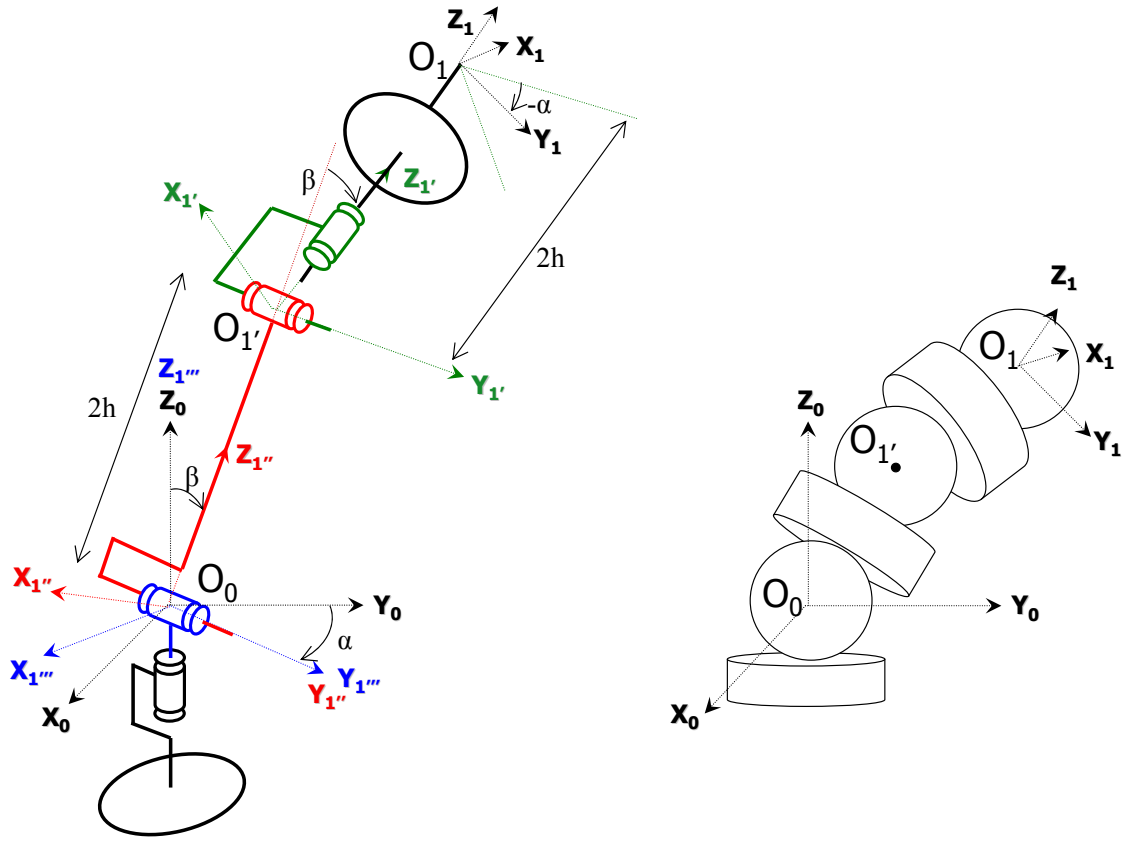
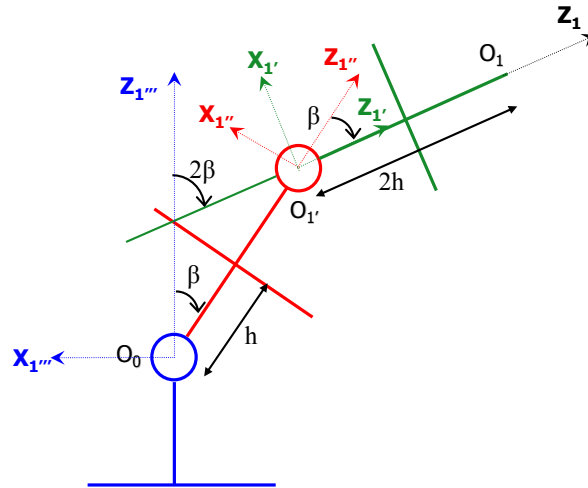


FIGURE 3.11 – Paramétrage d'un module.

FIGURE 3.12 – Simplification géométrique du modèle géométrique direct (schéma dans le plan de flexion pour  $\alpha$  donné).

ce qui se traduit par l'expression de la matrice  $\mathbf{T}_{01}$  dont les termes sont des expressions fortement non-linéaires en  $\alpha$  et  $\beta$  :

$$\mathbf{T}_{01} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & & & \\ 4hcas\beta c\beta + 2hcas\beta & c\alpha^2(c\beta^2 - s\beta^2) + s\alpha^2 & & & \\ 4hsas\beta c\beta + 2hsas\beta & c\alpha s\alpha(c\beta^2 - s\beta^2) - c\alpha s\alpha & \cdots & & \\ 2hc\beta + 2h(-s\beta^2 + c\beta^2) & -2cas\beta c\beta & & & \\ & 0 & 0 & & \\ & c\alpha s\alpha(c\beta^2 - s\beta^2) - c\alpha s\alpha & 2cas\beta c\beta & & \\ & s\alpha^2(c\beta^2 - s\beta^2) + c\alpha^2 & 2sas\beta c\beta & & \\ & -2sas\beta c\beta & c\beta^2 - s\beta^2 & & \end{bmatrix}. \quad (3.16)$$

### 3.2.1.2 Modèle géométrique inverse de l'actionnement parallèle

On écrit dans ce paragraphe l'expression des longueurs de câbles d'un module en fonction des paramètres  $\alpha$  et  $\beta$ . Pour cela, on pose les hypothèses suivantes :

- on néglige l'épaisseur des câbles,
- les câbles sont situés au niveau des plateaux sur un cercle de rayon  $R$  (rayon des sphères),
- les câbles sont droits à l'intérieur des plateaux,
- les câbles en contact avec la sphère suivent sa courbure, sinon ils sont droits,
- les câbles sont situés dans le plan formé par le centre de sphère  $O_0$  et ses deux points d'accroche  $P_i$  et  $P'_i$  (respectivement  $O'_1$ ,  $Q_i$  et  $Q'_i$ ) sur les plateaux (figures 3.13 et 3.14).

On prend ainsi en compte dans ce modèle la non-linéarité due au changement de comportement lorsque les câbles viennent en contact avec la sphère. On note de plus  $R$  le rayon des sphères, et  $e$  l'épaisseur des plateaux. Les longueurs de câbles  $L_i$  sont définies pour un module entre les plans médians des plateaux inférieur et supérieur, c'est-à-dire (voir figure 3.13) :

- si le câble est en contact avec la sphère, la longueur du câble pour un module est la somme des longueurs  $AP$ ,  $PB$ ,  $CP'$ ,  $P'Q$ ,  $QD$ ,  $EQ'$ ,  $Q'F$  et des deux arcs de cercles  $\widehat{BC}$  et  $\widehat{DE}$ ,
- si le câble n'est pas en contact avec la sphère, la longueur du câble pour un module est égale à la somme des longueurs  $AP$ ,  $PP'$ ,  $P'Q$ ,  $QQ'$ ,  $Q'F$ .

Comme on a fait précédemment l'hypothèse que les deux demi-modules se comportent de façon similaire, les longueurs de câble sont les mêmes pour les deux demi-modules, et on a :

**1<sup>er</sup> cas** le câble n'est pas en contact avec la sphère, c'est-à-dire qu'on a la condition :

$$\|\vec{P_i P'_i}\| \leq 2h - e$$

auquel cas on a immédiatement la longueur

$$L_i = 2 \|\vec{P_i P'_i}\| + 2e \quad (3.17)$$

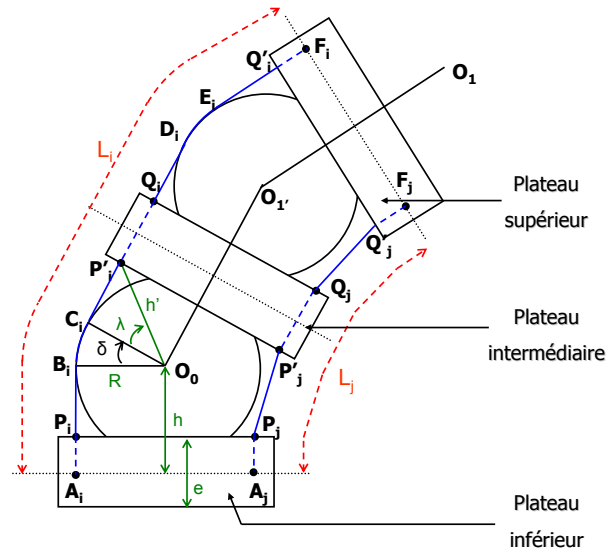


FIGURE 3.13 – Définition de la longueur des câbles d'un module. Le câble  $i$  est en contact avec la sphère, le câble  $j$  ne l'est pas.

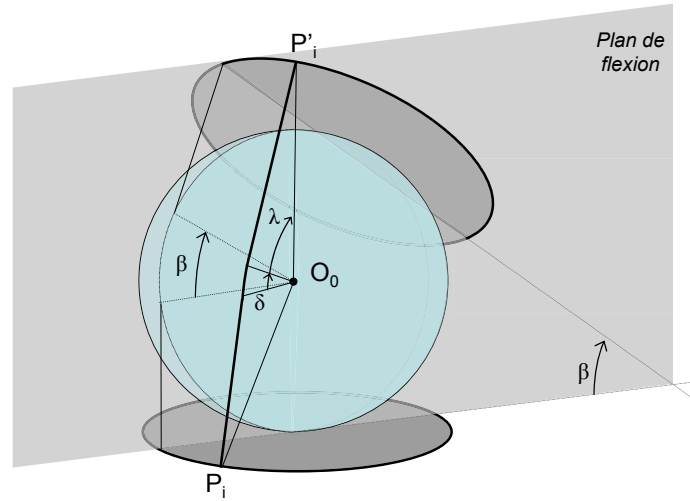


FIGURE 3.14 – Représentation d'un câble en contact avec la sphère. Si le câble est situé dans le plan de flexion, alors  $\delta = \beta$ . Si le câble en contact n'est pas dans le plan de flexion, alors  $\delta \neq \beta$ .

**2<sup>ème</sup> cas** le câble est en contact avec la sphère, on a

$$\|\vec{P_i P'_i}\| \geq 2h - e$$

Dans ce cas, on a (figure 3.14) :

$$2 \arcsin \left( \frac{\|\vec{P_i P'_i}\|}{2h'} \right) = 2\lambda + \delta \quad \text{avec} \quad \begin{cases} h' = \sqrt{R^2 + \left(h - \frac{e}{2}\right)^2} \\ \lambda = \arctan \left( \frac{h - \frac{e}{2}}{R} \right) \end{cases} \quad (3.18)$$

et :

$$L_i = 2(2h + R\delta) \quad (3.19)$$

d'où finalement :

$$L_i = 4h + 4R \arcsin \left( \frac{\|\vec{P_i P'_i}\|}{2\sqrt{R^2 + \left(h - \frac{e}{2}\right)^2}} \right) - 4R \arctan \left( \frac{h - \frac{e}{2}}{R} \right) \quad (3.20)$$

Dans les deux cas, la norme  $\|\vec{P_i P'_i}\|$  est calculée en utilisant le modèle géométrique direct de l'architecture sérielle (c'est-à-dire  $\mathbf{T_{01'}}$ , fonction de la position du point  $P_i$  et des angles  $\alpha$  et  $\beta$ ).

### 3.2.2 Modèle direct de l'actionnement du module

On souhaite calculer dans ce paragraphe le modèle géométrique direct de l'actionnement (celui de l'architecture sérielle ayant déjà été traité), c'est-à-dire trouver les deux paramètres  $\alpha$  et  $\beta$  à partir des longueurs de câbles. On considère ici un module, donc trois câbles. Les équations 3.17 et 3.20 nous donnent l'expression de  $\|\vec{P_i P'_i}\|$  en fonction de  $L_i$  :

$$\begin{aligned} \|\vec{P_i P'_i}\| &= \frac{L_i - 2e}{2} & \text{si } L_i \leq 4h \\ \|\vec{P_i P'_i}\| &= 2\sqrt{R^2 + \left(h - \frac{e}{2}\right)^2} \cdot \sin \left( \frac{L_i}{4R} - \frac{h}{R} + \arctan \left( \frac{h - \frac{e}{2}}{R} \right) \right) & \text{si } L_i \geq 4h \end{aligned} \quad (3.21)$$

Inverser le modèle se ramène ainsi à trouver les angles  $\alpha$  et  $\beta$  à partir des  $\|\vec{P_i P'_i}\|$ . En écrivant les expressions de  $\|\vec{P_i P'_i}\|$  pour les trois câbles, on obtient les trois équations non linéaires suivantes :

$$\begin{aligned} \|\vec{P_1 P'_1}\|^2 &= 2h^2 - 2he + \frac{e^2}{2} + 2h^2 c\beta - 4hRc\alpha\beta - 2R^2 c\alpha^2 c\beta \dots \\ &\quad + \frac{e^2}{2} c\beta + 2eRc\alpha\beta - 2hec\beta + 2R^2 c\alpha^2 \end{aligned} \quad (3.22)$$

$$\begin{aligned} \|\vec{P_2 P'_2}\|^2 &= \frac{3R^2}{2} + 2h^2 - 2he + \frac{e^2}{2} + 2h^2 c\beta + 2hRc\alpha s\beta + R^2 c\alpha^2 c\beta + \frac{e^2}{2} c\beta - eRc\alpha s\beta \dots \\ &- 2hec\beta - R^2 c\alpha^2 - R^2 \sqrt{3}s\alpha c\alpha + R^2 \sqrt{3}c\alpha c\beta s\alpha - 2hR\sqrt{3}s\alpha s\beta + eR\sqrt{3}s\alpha s\beta - \frac{3R^2}{2} c\beta \end{aligned} \quad (3.23)$$

$$\begin{aligned} \|\vec{P_3 P'_3}\|^2 &= \frac{3R^2}{2} + 2h^2 - 2he + \frac{e^2}{2} + 2h^2 c\beta + 2hRc\alpha s\beta + R^2 c\alpha^2 c\beta + \frac{e^2}{2} c\beta - eRc\alpha s\beta \dots \\ &- 2hec\beta - R^2 c\alpha^2 + R^2 \sqrt{3}s\alpha c\alpha - R^2 \sqrt{3}c\alpha c\beta s\alpha + 2hR\sqrt{3}s\alpha s\beta - eR\sqrt{3}s\alpha s\beta - \frac{3R^2}{2} c\beta \end{aligned} \quad (3.24)$$

Comme elles ne sont dépendantes que de deux variables, au maximum deux équations sont linéairement indépendantes ; on choisit donc deux équations parmi les trois (par exemple 3.22 et 3.23) et on les met sous une forme polynomiale en posant :

$$x = \tan\left(\frac{\alpha}{2}\right) \quad \text{et} \quad y = \tan\left(\frac{\beta}{2}\right)$$

On obtient alors un système non linéaire de deux équations à deux inconnues  $x$  et  $y$ , que l'on va résoudre grâce à la méthode de l'élimination dialytique (voir le descriptif en annexe). Cette méthode permet d'obtenir la solution qui appartient à l'espace de travail du robot tout en s'affranchissant des conditions initiales nécessaires à une méthode par optimisation. On écrit ainsi le système sous la forme suivante :

$$\begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} y^2 \\ y \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.25)$$

avec

$$\begin{aligned} M_{11} &= (4R^2 - \|\vec{P_1 P'_1}\|^2)x^4 + (-2\|\vec{P_1 P'_1}\|^2 - 8R^2)x^2 + 4R^2 - \|\vec{P_1 P'_1}\|^2 \\ M_{12} &= (8hR - 4eR)x^4 + 4eR - 8hR \\ M_{13} &= (4h^2 + e^2 - \|\vec{P_1 P'_1}\|^2 - 4he)x^4 + (-8he + 2e^2 + 8h^2 - 2\|\vec{P_1 P'_1}\|^2)x^2 \dots \\ &\quad + 4h^2 + e^2 - \|\vec{P_1 P'_1}\|^2 - 4he \\ M_{21} &= (R^2 - \|\vec{P_2 P'_2}\|^2)x^4 + 4R^2\sqrt{3}x^3 + (10R^2 - 2\|\vec{P_2 P'_2}\|^2)x^2 \dots \\ &\quad - 4R^2\sqrt{3}x + R^2 - \|\vec{P_2 P'_2}\|^2 \\ M_{22} &= (2eR - 4hR)x^4 + (-8\sqrt{3}hR + 4\sqrt{3}eR)x^3 + (-8\sqrt{3}hR + 4\sqrt{3}eR)x \dots \\ &\quad - 2eR + 4hR \\ M_{23} &= (4h^2 + e^2 - 4he - \|\vec{P_2 P'_2}\|^2)x^4 + (2e^2 + 8h^2 - 8he - 2\|\vec{P_2 P'_2}\|^2)x^2 \dots \\ &\quad + 4h^2 + e^2 - 4he - \|\vec{P_2 P'_2}\|^2 \end{aligned}$$

On se ramène à un système homogène de quatre équations à quatre inconnues en rajoutant deux équations que l'on obtient en multipliant le système précédent par  $y$  :

$$\begin{bmatrix} 0 & M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ 0 & M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{11} & M_{12} & M_{13} & 0 \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} y^3 \\ y^2 \\ y \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.26)$$

Pour que le système homogène 3.26 ait des solutions non nulles, il faut et il suffit que son déterminant soit nul. Cette condition aboutit à annuler un polynôme de degré 16 en  $x$ , qui donne plusieurs valeurs réelles pour  $x$ . Pour chaque valeur possible de  $x$ , on choisit trois équations dans le système 3.26, on transfère la dernière colonne au membre de droite, on résoud comme un système linéaire. Une unique solution pour  $y$  est ainsi obtenue.

$$\begin{bmatrix} 0 & M_{11} & M_{12} \\ 0 & M_{21} & M_{22} \\ M_{11} & M_{12} & M_{13} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} y^3 \\ y^2 \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -M_{13} \\ -M_{23} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.27)$$

Toutes les solutions n'appartenant pas à l'espace de travail (c'est-à-dire les solutions pour lesquelles  $\beta \notin [-\frac{\pi}{4}, \frac{\pi}{4}]$ ) sont éliminées. Il reste au maximum deux solutions qui décrivent une pose identique et qui mène aux mêmes longueurs de câbles. Arbitrairement, on choisit la solution pour laquelle  $\alpha \in [-\frac{\pi}{4}, \frac{\pi}{4}]$ . On a finalement une solution unique au modèle géométrique direct de la partie actionnement. Le modèle obtenu est ensuite complété avec le calcul de la pose du plateau supérieur, comme décrit en page 75, et le modèle géométrique direct d'un module complet est ainsi établi.

### 3.2.3 Modèle inverse de l'architecture sérielle du module

On se base sur le modèle géométrique direct de l'architecture pour calculer son modèle inverse. On avait :

$$\mathbf{T}_{01} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ A & B & C & D \\ E & C & F & G \\ H & -D & -G & I \end{bmatrix} \quad (3.28)$$

avec :

$$A = 4hc\alpha s\beta c\beta + 2hc\alpha s\beta \quad (3.29)$$

$$B = c\alpha^2 (c\beta^2 - s\beta^2) + s\alpha^2 \quad (3.30)$$

$$C = c\alpha s\alpha (c\beta^2 - s\beta^2) - c\alpha s\alpha \quad (3.31)$$

$$D = 2c\alpha s\beta c\beta \quad (3.32)$$

$$E = 4hs\alpha s\beta c\beta + 2hs\alpha s\beta \quad (3.33)$$

$$F = s\alpha^2 (c\beta^2 - s\beta^2) + c\alpha^2 \quad (3.34)$$

$$G = 2s\alpha s\beta c\beta \quad (3.35)$$

$$H = 2hc\beta + 2h(-s\beta^2 + c\beta^2) \quad (3.36)$$

$$I = c\beta^2 - s\beta^2 \quad (3.37)$$



On suppose ainsi connus les  $A, B, C, D, E, F, G, H$  et  $I$  représentant la pose du plateau supérieur. On suppose également que  $\alpha \in [-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}]$  et  $\beta \in [-\frac{\pi}{4}, \frac{\pi}{4}]$ , ces valeurs d'angles décrivent la totalité des poses possibles, et nous servent uniquement à calculer les longueurs de câbles. Pour inverser ce système (trouver  $\alpha, \beta$  à partir de la pose), on utilise les équations 3.32 et 3.35. On distingue quatre cas différents :

**$D = 0$  et  $G = 0$**  En considérant ces deux équations et les valeurs limites pour  $\beta$ , nécessairement  $\sin(\beta) = 0$ , ce qui correspond à la position neutre du module. On choisit ensuite arbitrairement  $\alpha = 0$ , cette valeur ne modifiant pas les longueurs de câbles obtenues.

**$D \neq 0$  et  $G = 0$**  Nécessairement,  $\sin(\alpha) = 0$  et par suite  $\alpha = 0$ . L'expression de  $\beta$  est déduite de l'équation 3.32 :

$$\beta = \frac{1}{2} \arcsin(D)$$

**$D = 0$  et  $G \neq 0$**  Nécessairement,  $\cos(\alpha) = 0$ . On choisit arbitrairement  $\alpha = \frac{\pi}{2}$ . L'expression de  $\beta$  est déduite de l'équation 3.35 :

$$\beta = \frac{1}{2} \arcsin(G)$$

Si on avait choisi  $\alpha = -\frac{\pi}{2}$ ,  $\beta$  aurait eu une valeur opposée mais les longueurs de câbles n'auraient pas été modifiées.

**$D \neq 0$  et  $G \neq 0$**  En utilisant les équations 3.32 et 3.35, on peut écrire que

$$\alpha = \arctan\left(\frac{G}{D}\right)$$

De plus, les équations 3.36 et 3.37 donnent :

$$\cos(\beta) = \frac{H}{2h} - I$$

L'équation 3.32 permet de déduire :

$$\beta = \arctan\left(\frac{D}{2 \cos(\alpha) \left(\frac{H}{2h} - I\right)^2}\right)$$

Les longueurs de câbles sont ensuite calculées à partir des valeurs de  $\alpha$  et  $\beta$  comme décrit en page 77. On a ainsi résolu de manière analytique le modèle géométrique inverse d'un module complet, c'est-à-dire qu'à partir de la pose du plateau supérieur, on peut calculer les longueurs de câbles uniques qui correspondent à cette pose.

### 3.2.4 Synthèse

Le modèle géométrique d'un module peut se résumer comme décrit dans la figure 3.15.

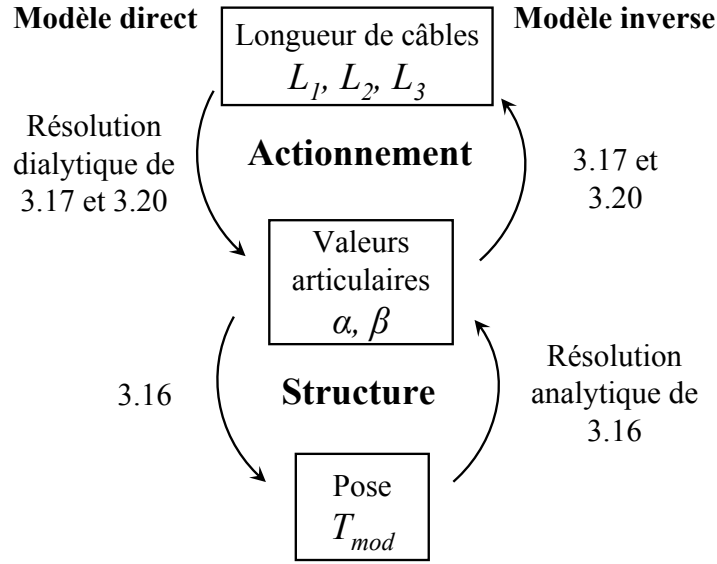


FIGURE 3.15 – Schéma du modèle géométrique d'un module, et les équations et méthodes correspondantes.

### 3.3 Modélisation géométrique du robot

#### 3.3.1 Modèle direct

Le modèle direct du robot consiste, à partir des longueurs totales des neuf câbles, à calculer la pose de l'effecteur. Le modèle direct de la partie actionnement est calculé module par module. Notons  $L_k$  la longueur totale du câble  $k$ , et notons  ${}^nL_k$  sa longueur comprise dans le module  $n$  (figure 3.16). La longueur utile du câble est définie par la longueur du câble comprise dans le module qu'il actionne, elle sera utilisée pour calculer le modèle géométrique direct. Pour le module 1, les longueurs utiles des trois câbles 1, 2 et 3 qui actionnent ce module sont égales à  ${}^1L_1, {}^1L_2, {}^1L_3$  telles que :

$${}^1L_k = L_k - d \quad (3.38)$$

où  $d$  est le paramètre de translation. Ces trois longueurs utiles sont ensuite utilisées pour calculer les paramètres  $\alpha_1$  et  $\beta_1$  du module, grâce à la méthode décrite en page 79. Ces deux paramètres  $\alpha_1$  et  $\beta_1$  une fois connus servent à déterminer les longueurs  ${}^1L_k$  des 6 autres câbles par les équations 3.20 et 3.17. Pour le module 2, on calcule de la même manière les longueurs utiles des câbles 4, 5 et 6 qui actionnent ce module par la relation :

$${}^2L_k = L_k - d - {}^1L_k \quad (3.39)$$

et les paramètres  $\alpha_2$  et  $\beta_2$  du module 2 peuvent ainsi être calculés par la même méthode. On en déduit les longueurs  ${}^2L_k$  des 3 derniers câbles (actionnant le module 3) et leur longueur utile est alors :

$${}^3L_k = L_k - d - {}^1L_k - {}^2L_k \quad (3.40)$$

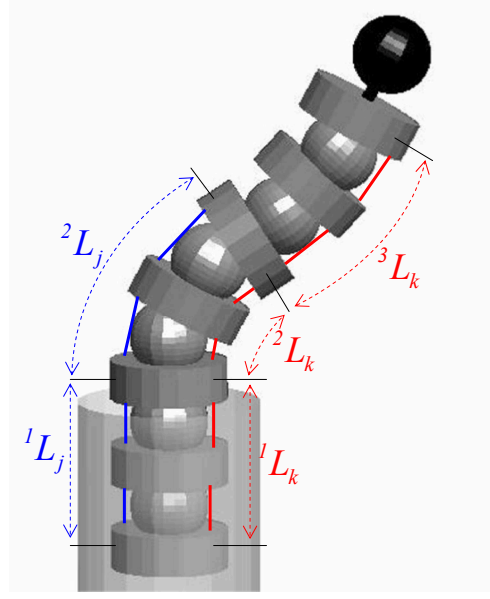


FIGURE 3.16 – Représentation des longueurs de câbles associées à chaque module, pour un câble actionnant le deuxième module (câble  $j$ ) et pour un câble actionnant le troisième module (câble  $k$ ).

permettant le calcul des derniers paramètres  $\alpha_3$  et  $\beta_3$ .

Le modèle direct de la partie architecture est calculé simplement à partir du modèle d'un module, en ajoutant un opérateur homogène de translation représentant la translation effectuée par l'interface entre le robot d'accès et le robot de résection. On prend également en compte dans ce modèle complet le repère de référence, lié au crâne (et à la tumeur)  $\mathcal{R}_c$ , ainsi que le repère lié à la base du robot et qui correspond au repère d'entrée dans la tumeur  $\mathcal{R}_0$  (c'est-à-dire le dernier repère du robot d'accès). Les différents repères sont explicités en figure 3.17. Le repère lié à l'effecteur (situé au centre outil) est noté  $\mathcal{R}_e$ .

Soit  $T_{c0}$  l'opérateur homogène décrivant la transformation entre les repères  $\mathcal{R}_c$  et  $\mathcal{R}_0$ . Cette transformation est supposée entièrement connue, elle sera donnée par les informations pré-opératoires et la trajectoire du robot de déploiement. De la même manière, on note  $T_{ij}$  l'opérateur homogène permettant de passer du repère  $\mathcal{R}_i$  au repère  $\mathcal{R}_j$ . Enfin, on note  $T_{4e}$  l'opérateur qui passe du repère  $\mathcal{R}_4$  lié au troisième module de flexion au repère  $\mathcal{R}_e$ .

L'opérateur  $T_{01}$ , qui décrit la translation de paramètre  $d$  du robot selon l'axe d'entrée dans la tumeur s'écrit :

$$T_{01} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ d & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.41)$$

Les trois autres opérateurs  $T_{ij}$  représentent chacun le modèle direct d'un module  $i$  de paramètres  $\alpha_i$  et  $\beta_i$ , et s'écrivent d'après 3.16 :

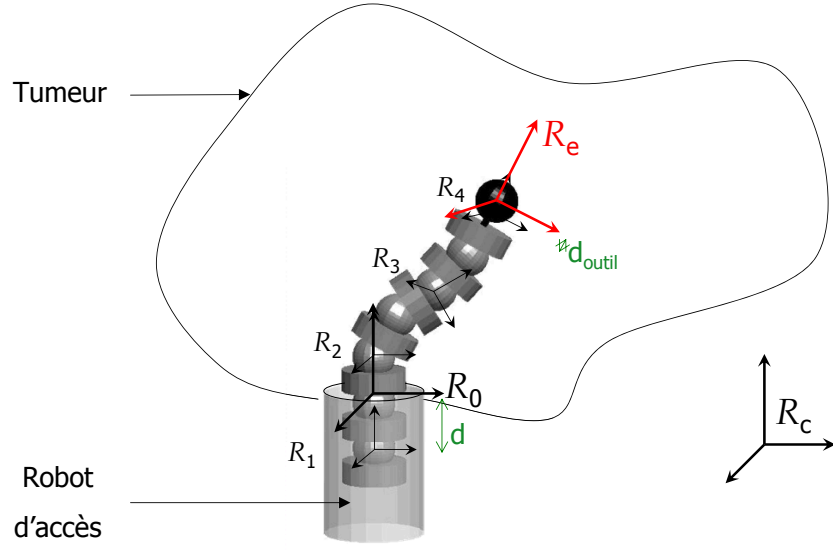


FIGURE 3.17 – Définition des repères du robot de résection, à l'intérieur du crâne.

$$T_{ij} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 4hc\alpha_i s\beta_i c\beta_i + 2hc\alpha_i s\beta_i & c\alpha_i^2 (c\beta_i^2 - s\beta_i^2) + s\alpha_i^2 & \dots \\ 4hs\alpha_i s\beta_i c\beta_i + 2hs\alpha_i s\beta_i & c\alpha_i s\alpha_i (c\beta_i^2 - s\beta_i^2) - c\alpha_i s\alpha_i & \dots \\ 2hc\beta_i + 2h(-s\beta_i^2 + c\beta_i^2) & -2c\alpha_i s\beta_i c\beta_i & \dots \\ 0 & 0 & 0 \\ c\alpha_i s\alpha_i (c\beta_i^2 - s\beta_i^2) - c\alpha_i s\alpha_i & 2c\alpha_i s\beta_i c\beta_i & \dots \\ s\alpha_i^2 (c\beta_i^2 - s\beta_i^2) + c\alpha_i^2 & 2s\alpha_i s\beta_i c\beta_i & \dots \\ -2s\alpha_i s\beta_i c\beta_i & c\beta_i^2 - s\beta_i^2 & \dots \end{bmatrix}. \quad (3.42)$$

Enfin, l'opérateur  $T_{4e}$  s'exprime par :

$$T_{4e} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ d_{outil} & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.43)$$

où  $d_{outil}$  est un paramètre géométrique donné.

Ainsi, le modèle géométrique direct de la partie architecture s'écrit simplement grâce à l'opérateur homogène  $T_{ce}$  :

$$T_{ce} = T_{c0} \cdot T_{01}(d) \cdot T_{12}(\alpha_1, \beta_1) \cdot T_{23}(\alpha_2, \beta_2) \cdot T_{34}(\alpha_3, \beta_3) \cdot T_{4e} \quad (3.44)$$

### 3.3.2 Modèle inverse

#### 3.3.2.1 Modèle du système à 2 modules et translation

On considère un système à deux modules et un module de translation. On traite dans ce paragraphe uniquement le modèle inverse de la partie architecture (donc sériel), celui de la partie actionnement étant immédiat (somme des longueurs) une fois que l'on connaît les quatre angles paramètres du système, et calculé comme décrit en page 77.

L'équation du modèle géométrique inverse de la partie architecture du système à deux modules et une translation peut s'écrire sous la forme suivante :

$$\mathbf{T}_{03} = \mathbf{T}_{01}(d) \cdot \mathbf{T}_{12}(\alpha_1, \beta_1) \cdot \mathbf{T}_{23}(\alpha_2, \beta_2) \quad (3.45)$$

où  $\mathbf{T}_{03}$  représente la pose du plateau supérieur du module 2, supposée connue dans le cas du modèle géométrique inverse,  $\mathbf{T}_{01}$  l'opérateur homogène associé à la translation (de paramètre  $d$ ), et  $\mathbf{T}_{12}$  et  $\mathbf{T}_{23}$  les opérateurs homogènes associés aux transformations permettant de passer respectivement du repère  $\mathcal{R}_1$  au repère  $\mathcal{R}_2$  (pour le module 1) et du repère  $\mathcal{R}_2$  au repère  $\mathcal{R}_3$  (pour le module 2) dépendants des paramètres inconnus  $\alpha_1, \beta_1, \alpha_2, \beta_2$ .

Afin de séparer les variables (et simplifier les équations), on écrit plutôt cette équation sous la forme :

$$\mathbf{T}_{01}(d) \cdot \mathbf{T}_{12}(\alpha_1, \beta_1) = \mathbf{T}_{03} \cdot \mathbf{T}_{32}(\alpha_2, \beta_2) \quad (3.46)$$

avec

$$\mathbf{T}_{32} = \mathbf{T}_{23}^{-1} = \mathbf{R}(z, \alpha_2) \cdot \mathbf{T}\left(z, -2h - \frac{h}{\cos(\beta_2)}\right) \cdot \mathbf{R}(y, -2\beta_2) \cdot \mathbf{T}\left(z, -\frac{h}{\cos(\beta_2)}\right) \cdot \mathbf{R}(z, -\alpha_2)$$

c'est-à-dire :

$$\mathbf{T}_{32} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ A' & B' & C' & -D' \\ E' & C' & F' & -G' \\ H' & D' & G' & I' \end{bmatrix}$$

avec :

$$\begin{aligned} A' &= 2h\alpha_2 s\beta_2 \\ B' &= c\alpha_2^2 (c\beta_2^2 - s\beta_2^2) + s\alpha_2^2 \\ C' &= -2s\alpha_2 c\alpha_2 s\beta_2^2 \\ D' &= 2c\alpha_2 s\beta_2 c\beta_2 \\ E' &= 2hs\alpha_2 s\beta_2 \\ F' &= s\alpha_2^2 (c\beta_2^2 - s\beta_2^2) + c\alpha_2^2 \\ G' &= 2s\alpha_2 s\beta_2 c\beta_2 \\ H' &= -2h(c\beta_2 + 1) \\ I' &= c\beta_2^2 - s\beta_2^2 \end{aligned}$$

On peut ainsi écrire :

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ (\alpha_1, \beta_1) & (\alpha_1, \beta_1) & (\alpha_1, \beta_1) & (\alpha_1, \beta_1) \\ (\alpha_1, \beta_1) & (\alpha_1, \beta_1) & (\alpha_1, \beta_1) & (\alpha_1, \beta_1) \\ (d, \beta_1) & (\alpha_1, \beta_1) & (\alpha_1, \beta_1) & (\beta_1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ (\alpha_2, \beta_2) & (\alpha_2, \beta_2) & (\alpha_2, \beta_2) & (\alpha_2, \beta_2) \\ (\alpha_2, \beta_2) & (\alpha_2, \beta_2) & (\alpha_2, \beta_2) & (\alpha_2, \beta_2) \\ (\alpha_2, \beta_2) & (\alpha_2, \beta_2) & (\alpha_2, \beta_2) & (\alpha_2, \beta_2) \end{bmatrix} \quad (3.47)$$

où les  $(\alpha_i, \beta_i)$  sont des fonctions de  $\alpha_i$  et  $\beta_i$ . Le système 3.47 contient ainsi douze équations, mais avec seulement cinq inconnues (deux par module et une pour la translation) ; cinq équations parmi les douze sont linéairement indépendantes. On choisit arbitrairement cinq équations indépendantes, trois qui représentent la position (premier vecteur colonne représentant le vecteur position  $\mathbf{O}_2$  dans le repère  $\mathcal{R}_0$ ) et deux qui représentent l'orientation (composantes sur  $x$  et  $y$  du dernier vecteur colonne par exemple).

A cause de la complexité et du caractère fortement non linéaire des équations, la résolution semi-analytique par la méthode d'élimination dialytique n'a pas abouti. On se tourne donc vers une résolution numérique sous Matlab. Cependant, si on fait la résolution numérique en ne conservant que les cinq équations définies précédemment, il reste une incertitude quant au signe de la composante sur  $z$  du dernier vecteur colonne, et l'optimisation risque de converger vers une valeur qui n'est pas la bonne. Pour lever cette incertitude, on réalise l'optimisation avec six équations : les trois équations représentant la position (premier vecteur colonne représentant le vecteur position  $\mathbf{O}_2$  dans le repère  $\mathcal{R}_0$ ) et trois équations représentant l'orientation (composantes sur  $x$ ,  $y$  et  $z$  du dernier vecteur colonne par exemple) bien que ces trois dernières équations ne soient pas linéairement indépendantes.

L'optimisation est réalisée sans contraintes, avec l'algorithme de Gauss-Newton (cet algorithme apparaissant le plus rapide pour les équations dont on dispose). La convergence est obtenue en moyenne (sur un PC équipé d'un Pentium de 3.2GHz et de 2Go de RAM) après un temps de calcul de 0.04s, mais seulement neuf fois sur 10 lorsque l'on fait varier aléatoirement le vecteur d'initialisation. Pour augmenter la robustesse, on procède par optimisations successives : si la première optimisation n'a pas donné de solution, on choisit aléatoirement un autre vecteur d'initialisation et on relance l'optimisation. Une relance est suffisante pour obtenir la convergence quasiment à chaque fois.

On calcule ensuite les longueurs de câbles à partir des valeurs des  $\alpha_i$  et  $\beta_i$  comme décrit page 77.

### 3.3.2.2 Modèle inverse du robot

Lorsque l'on considère le robot complet, avec trois modules de flexion et un module de translation, on obtient un robot à 7 degrés de liberté ; il est donc redondant d'un degré, ce qui implique que le modèle géométrique inverse a une infinité de solutions. De plus, il est également redondant vis-à-vis de la tâche (qui nécessite 5 degrés de liberté). Ainsi, on ne peut pas le résoudre directement sans ajouter des équations ou des contraintes, lesquelles seront fonction de l'utilisation du robot. La gestion de la redondance, et la génération de trajectoire qui s'ensuivent sont abordées dans le chapitre suivant.

### 3.4 Synthèse

Dans ce chapitre, la modélisation géométrique dans l'espace d'un robot à structure hybride a été abordée. Le modèle sériel de l'architecture du robot, ainsi que le modèle parallèle de son actionnement ont été détaillés. L'hypothèse de symétrie des plateaux, basée sur une observation du comportement réel, permet d'intégrer le sous-actionnement du système et une représentation par schéma cinématique équivalent est proposée. Les modèles géométriques directs et inverses d'un module ont été calculés de manière analytique ou semi-analytique et seront utilisés dans la suite de ces travaux. Le modèle du système utilisant deux modules et une translation a été calculé numériquement. Le modèle inverse général n'a pas été abordé dans ce chapitre en raison de la redondance du robot.

Des expérimentations seront menées ultérieurement (chapitre 5) pour vérifier la validité de ces modèles. Permettant de décrire le comportement du robot dans l'espace, ils vont être utilisés dans la suite de ces travaux pour le calcul et la génération de trajectoires.

## Chapitre 4

# Planification de résection

Ce chapitre vise à définir la trajectoire du robot pour réséquer une tumeur, cette trajectoire devant être adaptée aux contraintes du robot, de l'outil de résection, ainsi qu'à l'espace de travail disponible. L'originalité de cette partie est de définir la trajectoire d'un robot redondant, associée à une tumeur donnée, dans un espace de travail évolutif. On s'intéresse dans un premier temps à la génération de trajectoire des robots redondants, qui mènera au développement de la planification interactive de trajectoire, effectuée par le chirurgien. Une aide au choix du chirurgien est ensuite proposée grâce notamment à l'étude de l'espace de travail du robot. Une simulation sur tumeur réelle montre enfin les possibilités et les limitations de la méthode.

### 4.1 Planification de trajectoire

#### 4.1.1 Génération de trajectoire des robots redondants

Lorsqu'il y a redondance cinématique, le modèle géométrique inverse, comme le modèle cinématique inverse possèdent une infinité de solutions. Si la trajectoire de l'effecteur des robots redondants a déjà été calculée dans l'espace opérationnel, en adéquation avec la tâche à effectuer, les vitesses articulaires peuvent être calculées en ajoutant des contraintes cinématiques à la matrice Jacobienne, ou en utilisant sa pseudo-inverse avec des méthodes de projection dans le noyau ([KD02]). Plusieurs critères cinématiques d'optimisation peuvent être intégrés, tels l'évitement d'obstacles, l'évitement des singularités ou l'évitement des limites articulaires ([SBC04]). Cependant, ces techniques mènent à des solutions locales, qui nécessitent de faibles déplacements. Une méthode qui pose le problème de la résolution globale de redondance par optimisation sous contraintes de la configuration du robot en plusieurs points-clés de la trajectoire a également été développée ([LL99]) mais nécessite le choix arbitraire de ces points clés répartis le long de la trajectoire à suivre.

Des méthodes pour la génération de trajectoire ont également été développées pour les robots redondants. Les plus anciennes fixent les degrés de liberté redondants à des valeurs données selon les contraintes de la tâche et du robot, ou insèrent des équations ou relations supplémentaires ([Hol84]), mais ces méthodes sont limitées pour les tâches complexes.

Les méthodes plus récentes utilisent la décomposition en cellule, les cartes ([KSLO96]) qui nécessitent un temps d'apprentissage de l'environnement ou les champs potentiels ([Con05]) fonctions de l'environnement. Cependant, ces dernières méthodes calculent des



trajectoires en environnement statique entre des configurations initiales et finales, ce qui implique que les configurations finales sont déjà connues et que l'environnement n'évolue pas à chaque pas de temps.

#### 4.1.2 Génération de trajectoire du robot de résection

L'objectif du robot de résection est de balayer le plus grand volume possible de tumeur, tout en respectant les contraintes d'accessibilité de l'outil (collision avec la tumeur non encore réséquée ou le cerveau sain) et du robot. En effet, l'espace disponible pour le robot évolue avec sa propre trajectoire et bien sûr, la trajectoire à adopter dépend de l'espace disponible.

A ce stade la trajectoire du robot de résection n'est pas définie, et les méthodes décrites dans le paragraphe précédent ne sont pas directement applicables, puisque non seulement les configurations finales ne sont pas connues, mais les poses désirées non plus. En effet, les méthodes utilisant la jacobienne, les méthodes de gestion de redondance (qui fixent ou allouent des degrés de liberté) ou les méthodes de champ potentiel, cartes ou décomposition en cellule nécessitent la connaissance de la trajectoire de l'effecteur, ou au minimum plusieurs configurations ou poses intermédiaires. Il faut ainsi redéfinir une trajectoire qui intègre les limites du robot, en plus de l'accessibilité de l'outil. Deux méthodes peuvent être employées à cette fin.

##### 4.1.2.1 Méthode par trajectoire idéale et optimisation locale de la pose

Un travail précédent ([MAC<sup>+</sup>08], voir en annexe) définissait une trajectoire de résection de tumeur générique qui tient compte de l'accessibilité de l'outil, c'est-à-dire que la zone à réséquer se trouve bien en bordure de l'espace disponible. Cette trajectoire, définie de manière idéale (et pour laquelle l'outil est toujours normal à la surface à réséquer), garantit que le volume à réséquer est toujours accessible par le robot en termes géométriques, c'est-à-dire qu'il y a un espace libre entre le volume à réséquer et le point d'entrée du robot dans la tumeur. Cependant, elle était définie sans connaître la conception du robot et ne tenait pas compte de ses limites articulaires ; toutes les poses définies par cette trajectoire n'appartiennent pas nécessairement à l'espace de travail du robot. Cette méthode doit alors être adaptée pour pouvoir être appliquée.

L'idée qui vient naturellement est alors d'ajouter à toutes les poses idéales constituant la trajectoire déjà calculée (définies en termes de position et orientation, [MAC<sup>+</sup>08]) des tolérances sur l'orientation de l'outil (car l'orientation n'affecte pas la zone réséquée), pour rendre plus de poses accessibles. Le choix de la pose retenue à l'intérieur de la tolérance peut alors être fait par optimisation en intégrant un critère supplémentaire (évitement de collisions par exemple) du fait de la redondance du robot (voir figure 4.1). Chaque pose inaccessible au départ doit être optimisée, définissant ainsi la configuration correspondante. On optimise également toute pose accessible selon le même critère (par exemple, évitement de collision). L'inconvénient majeur de cette méthode est le temps de calcul très important, puisque pour l'optimisation de chaque pose le modèle géométrique inverse doit être calculé à chaque itération, le modèle géométrique inverse étant lui-même une optimisation. Le nombre de poses total définissant la trajectoire de résection complète d'une tumeur étant important, cette méthode n'apparaît donc pas très adaptée.

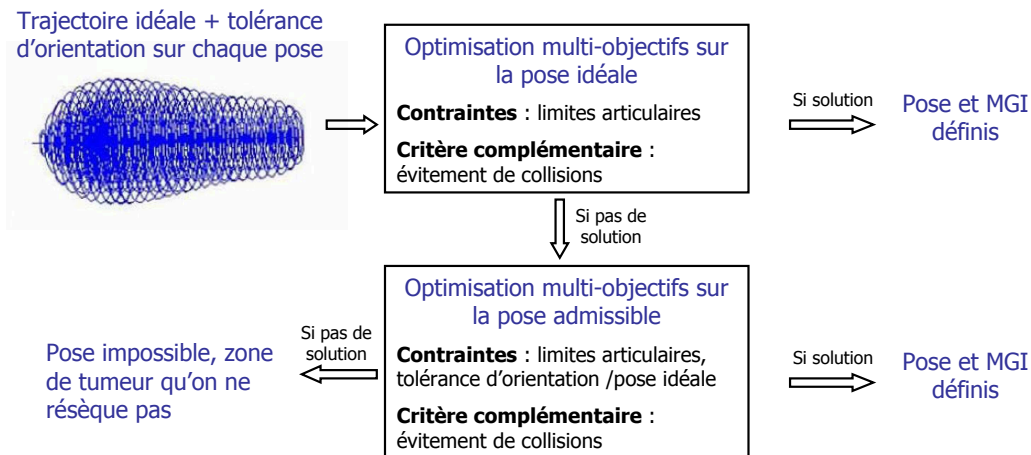


FIGURE 4.1 – Approche possible de planification par optimisation locale de la pose.

#### 4.1.2.2 Méthode de découplage et génération interactive de trajectoire

De la même manière que la trajectoire avait été définie dans [MAC<sup>+</sup>08] par un ensemble de primitives ou procédures élémentaires dont l'ordonnancement (intimement lié à la modélisation de la tumeur) permet de garantir l'accessibilité de l'outil, cette méthode consiste à redéfinir des procédures élémentaires associées à la structure du robot. Une procédure définit une trajectoire du robot de résection qui permet de réséquer un volume donné et associé à la procédure. Ces procédures ne sont plus définies de manière géométrique par l'architecture de modélisation de la tumeur comme dans [MAC<sup>+</sup>08], mais de façon à prendre en compte les contraintes du robot. Cependant on perd la garantie de l'accessibilité de l'outil. L'idée est alors d'associer le neurochirurgien au choix des procédures : il s'agit d'une génération interactive de trajectoire. Le chirurgien pourra choisir les paramètres géométriques du volume que la procédure permet de réséquer.

La redondance cinématique du robot permet de découpler l'un des modules (deux degrés de liberté), de lui associer une tâche prédéfinie de balayage d'un volume élémentaire et d'allouer la partie restante du robot (deux modules de flexion et un de translation, à cinq degrés de liberté au total) à la tâche de positionnement de ce volume. La partie du robot destinée au positionnement doit assurer une position et deux paramètres d'orientation et donc n'est plus redondante. La position du volume réséqué par la procédure étant choisie par le chirurgien, la trajectoire ainsi que les configurations sont alors complètement définies par le calcul du modèle géométrique inverse.

Cette méthode de découplage et de génération interactive de trajectoire permet ainsi de s'affranchir d'une part de la modélisation mathématique de la tumeur puisque les procédures sont choisies pas à pas par le chirurgien, et d'autre part de la difficulté de la gestion de la redondance cinématique, et donc de lourds calculs d'optimisation. De plus, la génération interactive permet au chirurgien d'avoir davantage de contrôle sur la trajectoire et de réséquer en priorité les parties de tumeur qu'il juge les plus pertinentes.

Devant les avantages que présente cette méthode de découplage et de génération inter-

active de trajectoire par rapport à la méthode d'optimisation, c'est celle-ci que l'on choisit de développer. On définit dans le paragraphe suivant les procédures élémentaires, ainsi que les paramètres de choix du chirurgien.

## 4.2 Définition des procédures élémentaires

Comme on découple le dernier module de flexion du robot, on appelle pose intermédiaire la pose du repère  $\mathcal{R}_3$  lié au deuxième module de flexion du robot, c'est-à-dire à la fin de la partie du robot affectée au positionnement, le dernier module étant affecté au balayage. Le volume élémentaire est défini par la zone balayée (ou réséquée) lorsque les deux degrés de liberté du dernier module varient, pour une pose intermédiaire fixée (figure 4.2). Pour le définir, on assigne des valeurs données pour  $\alpha_1$ ,  $\beta_1$ ,  $\alpha_2$ ,  $\beta_2$ , paramètres des deux premiers modules de flexion, et  $d$  paramètre du module de translation, et on fait varier les paramètres  $\alpha_3$ ,  $\beta_3$  dans toute leur plage de variation selon les limites articulaires du robot (c'est-à-dire  $[0, 2\pi]$  et  $[0, \frac{\pi}{4}]$  respectivement).

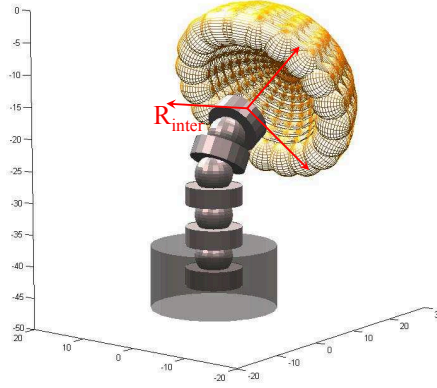


FIGURE 4.2 – Volume élémentaire (en jaune) réséqué par le dernier module pour une pose intermédiaire  $R_{inter}$  fixée. Ni l'outil de résection ni le module de balayage ne sont représentés ici.

Avec la méthode décrite précédemment, l'accessibilité de l'outil est assurée par le choix arbitraire et pertinent de la séquence des positions des volumes élémentaires au sein de la tumeur. Ce choix sera effectué par le neurochirurgien, avant ou éventuellement pendant l'opération. Cependant, les volumes élémentaires ainsi définis ayant une taille réduite par rapport à celle de la tumeur, un grand nombre de volumes élémentaires seront nécessaires pour réséquer le volume total de la tumeur et de trop nombreux choix seront à faire. On choisit alors d'assembler plusieurs volumes élémentaires de manière simple, et ainsi de définir une entité dont la position, l'orientation, ainsi que la taille seraient laissées à l'appréciation du chirurgien. La trajectoire de résection de cette entité est alors définie par la procédure associée. Un plus grand volume sera réséqué après chaque choix, et il sera plus facile et plus rapide pour le chirurgien de raisonner et d'observer en termes de procédures adaptables déjà programmées plutôt qu'en termes de petits volumes élémentaires. On définit dans la suite trois procédures : la procédure d'entrée ainsi que deux procédures

génériques.

#### 4.2.1 Procédure d'entrée

L'objectif de la procédure d'entrée est de dégager l'espace maximal pour permettre au robot de se mouvoir un minimum au sein de la tumeur. L'espace de travail initial du robot de résection est réduit à l'espace interne du robot d'accès. Les volumes élémentaires sont alors assemblés en ligne droite, dont la direction est donnée par l'orientation du robot d'accès lorsqu'il entre en contact avec la tumeur, et la position par le point de contact correspondant. Ainsi seuls le paramètre de translation  $d$  et les paramètres du dernier module (balayage) varient, pour que le corps du robot n'entre pas en collision avec le robot d'accès. La forme de la tumeur n'étant pas toujours la même, on laisse choisir la taille du volume réséqué par la procédure d'entrée au chirurgien. Etant donné la forme de ce volume, le chirurgien pourra choisir son rayon (angle de flexion du module de balayage) ainsi que sa longueur (course du paramètre de translation). La procédure d'entrée admet ainsi 2 paramètres variables : le rayon et la longueur du volume qu'elle permet de réséquer (figure 4.3).

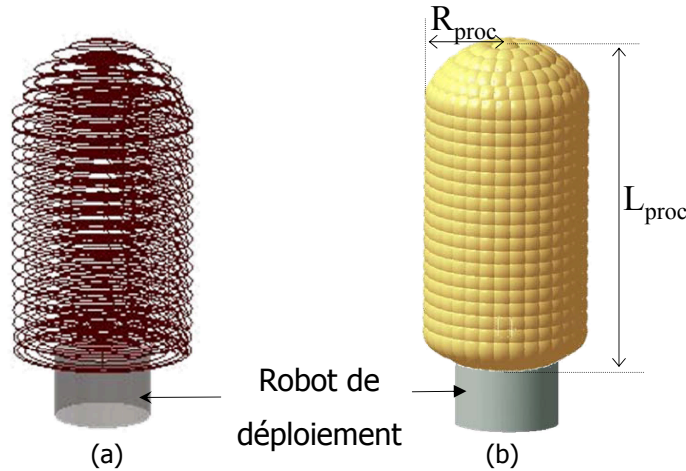


FIGURE 4.3 – Exemple du volume réséqué par une procédure d'entrée. Trajectoire du centre outil (a) et zone réséquée correspondante (b).

##### 4.2.1.1 Calcul de $\beta_{3max}$

L'angle  $\beta_{3max}$  définit la courbure maximale du dernier module lors du balayage du volume élémentaire (on réduit ainsi le volume élémentaire). On le calcule de manière analytique en fonction du rayon extérieur  $R_{proc}$  choisi par le chirurgien. D'après la figure 4.4, on peut écrire que :

$$R_{utile} = R_{proc} - R_{outil} = 2 \sin \beta_{3max} (h + (2h + d_{outil}) \cos \beta_{3max}) \quad (4.1)$$

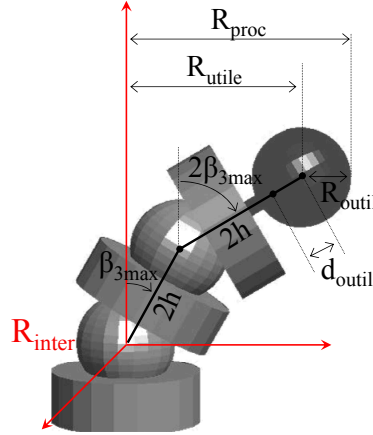


FIGURE 4.4 – Schéma de la courbure du module de balayage

En posant  $t = \tan\left(\frac{\beta_{3max}}{2}\right)$  on obtient une équation de degré 4 en  $t$ , que l'on résout avec un outil de calcul formel. On choisit la seule solution  $t$  contenue dans  $[0, \tan\frac{\pi}{8}]$  et on en déduit ainsi la solution pour  $\beta_{3max}$  en fonction de  $R_{proc}$ .

#### 4.2.1.2 Calcul de $d$

Les premier et deuxième modules de flexion étant fixés à zéro, la longueur totale  $L_{proc}$  du volume réséqué par la procédure est directement liée à la valeur maximale du paramètre de translation  $d_{proc}$ , par la relation :

$$d_{proc} = d_{min} + L_{proc} - R_{outil} \quad (4.2)$$

où  $d_{min}$  représente la valeur minimale du paramètre de translation, qui correspond à la position où le robot de résection est entièrement à l'intérieur du robot d'accès (on considère que le paramètre de translation  $d$  est nul lorsque le repère lié à la base du robot coïncide avec le repère d'entrée dans la tumeur, figure 3.17).

#### 4.2.1.3 Algorithme

La procédure s'effectue pas à pas le long de la direction donnée. Pour chaque pas de  $d$ , inclus entre sa valeur minimale  $d_{min}$  et sa valeur  $d_{proc}$ , la pose intermédiaire est calculée, et le volume élémentaire est ensuite balayé. La forme du volume élémentaire ainsi que son enchaînement en ligne droite permet de garantir l'accessibilité de l'outil, quels que soient les paramètres de la procédure choisis par le chirurgien (et inclus dans les limites articulaires du robot). De plus, pour cette procédure, seul le modèle géométrique direct est nécessaire et nécessite donc peu de calculs. L'algorithme utilisé pour programmer cette procédure est résumé en figure 4.5.

#### 4.2.2 Première procédure élémentaire

L'objectif de la procédure générique est de réséquer un volume de tumeur donné, dont la taille, la position et l'orientation sont choisies par le chirurgien en fonction des zones

**Entrées** : rayon de la procédure  $R_{proc}$ , longueur de la procédure  $L_{proc}$   
**Sorties** : Trajectoire du centre outil  $traj(i)$  constituée des poses  $i$ , paramètres articulaires pour chaque pose  $q(i) = [\alpha_1, \beta_1, \alpha_2, \beta_2, \alpha_3, \beta_3, d]$ , longueur des câbles pour chaque pose  $L_{cables}(i) = [L_1, L_2, L_3, L_4, L_5, L_6, L_7, L_8, L_9]$   
 $\beta_{3max} = f(R_{proc})$ ;  
 $d_{proc} = f(L_{proc})$ ;  
**pour**  $d$  variant de  $d_{min}$  à  $d_{proc}$  **faire**  
    Balayage du volume élémentaire ;;  
    **pour**  $\beta_3$  variant de 0 à  $\beta_{3max}$  **faire**  
        **pour**  $\alpha_3$  variant de 0 à  $2\pi$  **faire**  
             $q(i) = [0, 0, 0, 0, \alpha_3, \beta_3, d]$ ;  
             $traj(i) = MGD_{architecture}(q(i))$ ;  
             $L_{cables}(i) = MGI_{actionnement}(q(i))$ ;

FIGURE 4.5 – Algorithme de calcul de la procédure d'entrée, où  $MGD_{architecture}$  représente le modèle géométrique direct de la partie architecture du robot complet comme défini dans la section 3.3.1, et  $MGI_{actionnement}$  le modèle géométrique inverse de la partie actionnement du robot complet, calculé comme décrit page 77

qu'il juge accessibles et prioritaires. Ce volume peut être situé en n'importe quel point de la tumeur, selon l'espace disponible et les limites articulaires du robot. Par souci de simplicité, on le choisit de même forme que le volume associé à la procédure d'entrée (assemblage des volumes élémentaires en ligne droite). De la même manière, le chirurgien peut choisir le rayon ainsi que la longueur du volume associé à la procédure, mais en plus il choisira sa position et son orientation (voir table 4.1 et figure 4.6). Le calcul de l'angle de courbure du module de balayage  $\beta_{3max}$  est effectué par la relation définie précédemment (4.1), mais la longueur du volume ne peut pas être directement reliée aux différents paramètres, puisque les modules 1 et 2 de flexion ne sont cette fois-ci pas forcément fixés à zéro. La procédure se déroule de la même manière, elle débute à la position donnée, et les volumes élémentaires sont balayés pas à pas le long de la direction spécifiée. Pour chaque pose intermédiaire, le modèle géométrique inverse de la partie du robot de positionnement (modèle numérique décrit page 86) doit être calculé de manière à connaître les valeurs des paramètres articulaires, et le volume élémentaire est ensuite réséqué en faisant varier les deux paramètres du module de balayage. L'algorithme utilisé pour programmer cette procédure est résumé en figure 4.7. Un exemple de trajectoire de la procédure d'entrée et de deux procédures génériques, ainsi que la zone réséquée correspondante est donné en figure 4.8.

Nom	Description
$R_{proc}$	rayon
$L_{proc}$	longueur
$P_{proc}$	position (3 paramètres)
$V_{proc}$	vecteur directeur (2 paramètres d'orientation)

TABLE 4.1 – Paramètres de la procédure élémentaire

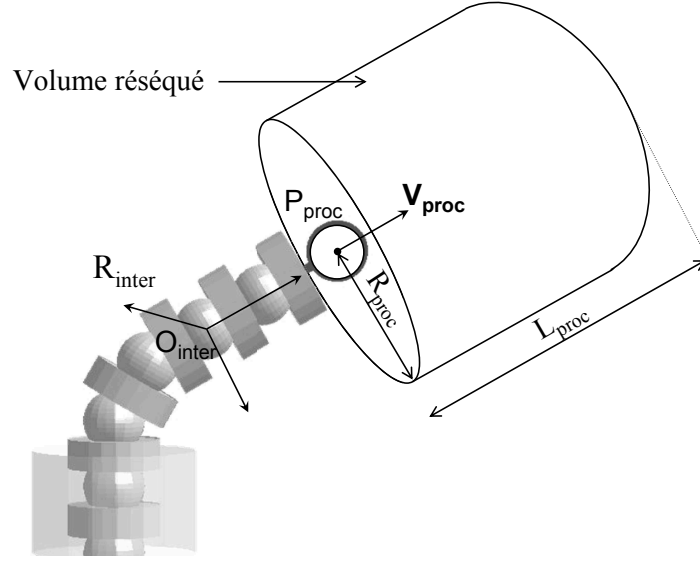


FIGURE 4.6 – Représentation du volume réséqué par la première procédure élémentaire, située au point  $P_{proc}$ , de vecteur directeur  $V_{proc}$ .  $R_{inter}$  est la pose intermédiaire du premier volume élémentaire.

**Entrées :**  $R_{proc}$ ,  $L_{proc}$ ,  $P_{proc}$  et  $V_{proc}$

**Sorties :** Trajectoire du centre outil  $traj(i)$  constituée des poses  $i$ , paramètres articulaires pour chaque pose  $q(i) = [\alpha_1, \beta_1, \alpha_2, \beta_2, \alpha_3, \beta_3, d]$ , longueur des câbles pour chaque pose

$$L_{cables}(i) = [L_1, L_2, L_3, L_4, L_5, L_6, L_7, L_8, L_9]$$

$$\beta_{3max} = f(R_{proc});$$

$$L_{utile} = L_{proc} - R_{outil}$$

**pour**  $L$  variant de 0 à  $L_{utile}$  **faire**

;  
Calcul de la pose intermédiaire  $P_{inter}$  et des valeurs articulaires correspondantes ::

$$P_{inter} = (P_{proc} - (4h + d_{outil}) \cdot V_{proc}) + L \cdot V_{proc};$$

$$[\alpha_1, \beta_1, \alpha_2, \beta_2, d] = MGI_{architecture}^{num}(P_{proc});$$

;

Balayage du volume élémentaire ::

**pour**  $\beta_3$  variant de 0 à  $\beta_{3max}$  **faire**

**pour**  $\alpha_3$  variant de 0 à  $2\pi$  **faire**

$$q(i) = [\alpha_1, \beta_1, \alpha_2, \beta_2, \alpha_3, \beta_3, d];$$

$$traj(i) = MGD_{architecture}(q(i));$$

$$L_{cables}(i) = MGI_{actionnement}(q(i));$$

FIGURE 4.7 – Algorithme de calcul de la procédure générique, où  $MGI_{architecture}^{num}$  représente le modèle géométrique inverse de la partie architecture de la partie positionnement (translation et deux modules de flexion) décrit dans page 86.



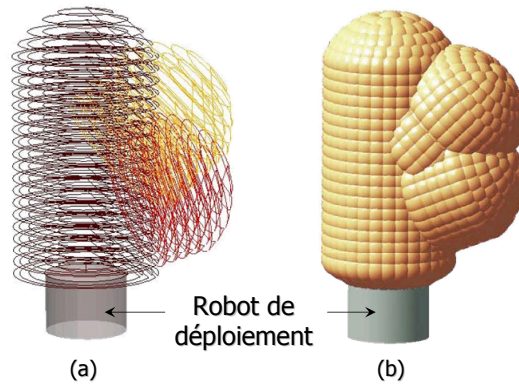


FIGURE 4.8 – Exemple d’une résection. Trajectoire du centre outil (a) et zone réséquée correspondante (b).

### 4.2.3 Deuxième procédure élémentaire

Les procédures définies précédemment sont restrictives par rapport aux capacités du robot. En effet, pour qu’une procédure spécifiée soit possible il faut que l’orientation spécifiée et la position correspondent à une pose intermédiaire possible de la partie positionnement du robot.

Or, dans la région encore relativement proche du robot d’accès, tous les degrés de liberté du robot ne sont pas disponibles : le premier module est encore à l’intérieur du robot d’accès, son angle de courbure est nul. Le robot de résection ne possède alors que cinq degrés de liberté, dont trois seulement pour positionner un volume élémentaire. Pour une position donnée, très peu d’orientations sont possibles et très peu de procédures seront réalisables dans cette zone.

On souhaite définir un deuxième type de procédures, spécifiques pour permettre la résection de volumes dans cette zone jouxtant le robot d’accès.

#### 4.2.3.1 Principe de l’amélioration

Puisque l’on dispose de seulement trois degrés de liberté pour positionner un volume élémentaire dans la zone proche du robot d’accès, l’idée est d’affecter non plus l’intégralité de la course de deux degrés de liberté pour le balayage, mais une partie seulement de leur amplitude, le reste étant alloué au positionnement.

Si on peut trouver une tolérance d’orientation sur la pose intermédiaire par rapport à l’orientation spécifiée par la procédure sans que cela n’affecte la zone réséquée, plus de procédures seront réalisables et le volume potentiellement balayé sera plus grand.

En observant le balayage du dernier module (balayage des paramètres  $\alpha_3$  et  $\beta_3$ ) pour une pose intermédiaire donnée, la zone balayée par le centre de l’outil est assimilable à une portion de sphère, dont le centre  $O_s$  et le rayon  $R$  peuvent être calculés de manière géométrique (figure 4.9) :

$$R = \frac{1}{2(z_{max} - z_1)} \left( x_1^2 + (z_1 - z_{max})^2 \right) \quad (4.3)$$



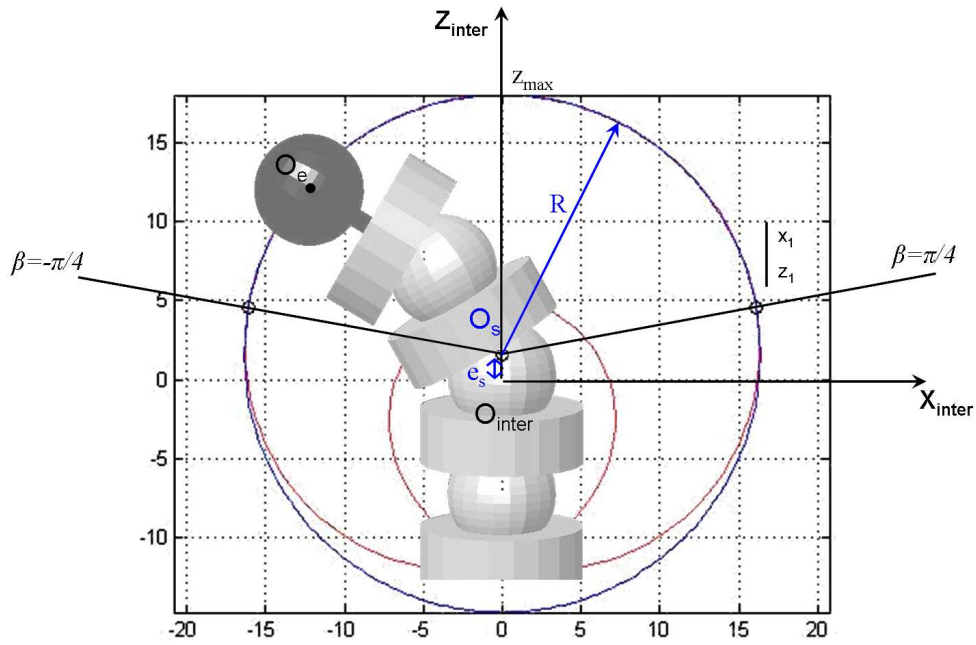


FIGURE 4.9 – Trajectoire du centre outil  $O_e$  lorsque l'angle  $\beta_3$  varie de  $-\pi$  à  $\pi$ , dans le plan  $\alpha_3 = 0$  (en rouge). Dans l'intervalle  $[-\frac{\pi}{4}, \frac{\pi}{4}]$  la trajectoire est équivalente à l'arc cercle (bleu), de rayon  $R$  et de centre  $O_s$ , décalé de  $e_s$  par rapport à l'origine du repère intermédiaire. Lorsque  $\alpha_3$  varie (rotation autour de  $\mathbf{Z}_{inter}$ ), le centre outil décrit une sphère.

$$e_s = z_{max} - R \quad (4.4)$$

avec :

$$\begin{aligned} x_1 &= h\sqrt{2} + 2h + d_{outil} \\ z_1 &= h\sqrt{2} \\ z_{max} &= 4h + d_{outil} \end{aligned} \quad (4.5)$$

Ainsi, une orientation de la pose intermédiaire différente de l'orientation spécifiée ne change pas la forme de la zone balayée, à condition que les deux sphères coïncident, c'est-à-dire que la sphère correspondant au balayage selon l'orientation spécifiée  $\mathbf{V}_{proc}$  et celle correspondant au balayage selon une orientation différente  $\mathbf{V}_{opt}$  aient le même centre  $O_s$  (figure 4.10) et que les limites articulaires du dernier module autorisent la même portion de sphère (c'est-à-dire  $\gamma < \gamma_{max}$ ).

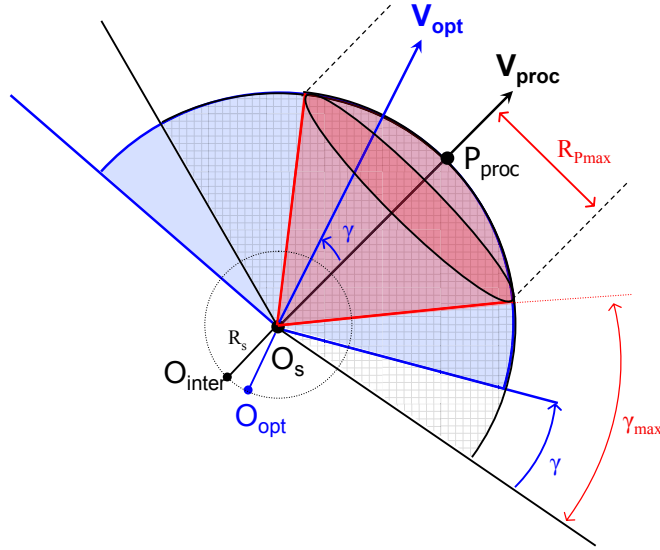


FIGURE 4.10 – Représentation des orientations de procédures et leur tolérance. En rouge, la zone à balayer par la procédure (paramètre d'orientation  $\mathbf{V}_{proc}$ , point  $P_{proc}$ , rayon  $R_{Pmax}$ ). En quadrillé, la zone qui peut être balayée lorsque la pose intermédiaire  $O_{inter}$ ,  $\mathbf{V}_{proc}$  est prise. En bleu, la zone qui peut être balayée lorsque la pose intermédiaire  $O_{opt}$ ,  $\mathbf{V}_{opt}$  est prise. La portion de sphère à balayer (rouge) peut effectivement être balayée si  $\gamma < \gamma_{max}$ .

En contrepartie, le rayon maximal  $R_{Pmax}$  des procédures doit être diminué pour laisser de la liberté à l'orientation. Il est relié à la tolérance d'orientation  $\gamma_{max}$  par la relation (figure 4.11) :

$$\gamma_{max} = \arccos\left(\frac{R_{Pmax}}{R}\right) - \arccos\left(\frac{x_1}{R}\right) \quad (4.6)$$

où  $R$  et  $x_1$  ont été définis ci-dessus.

Ce principe permet d'obtenir des procédures de rayon plus faible, mais en des zones où aucune procédure n'était auparavant possible.

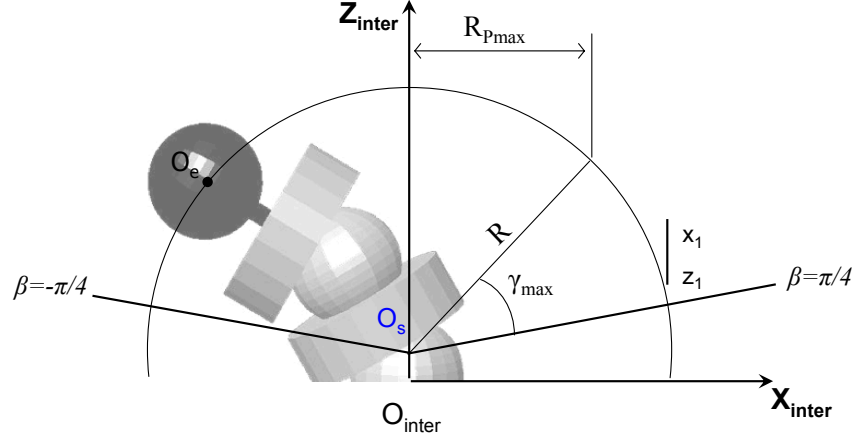


FIGURE 4.11 – Définition de  $\gamma_{max}$  en fonction de  $R_{Pmax}$ .

#### 4.2.3.2 Calcul d'une pose intermédiaire

D'après la figure 4.10, une orientation différente de la pose intermédiaire  $V_{opt}$  induit une position différente  $O_{opt}$  pour balayer la zone spécifiée par la procédure, ces position et orientation étant liées par ailleurs.

Cette orientation doit être comprise dans un cône de tolérance autour de l'orientation spécifiée, de telle sorte que la pose intermédiaire adoptée permette bien de balayer la sphère (voir figure 4.10).

La problématique est alors de trouver une pose intermédiaire compatible avec les limites articulaires du robot (translation et deux modules de flexion), qui vérifie le lien énoncé ci-dessus et dont l'orientation est incluse dans le cône de tolérance.

**Contrainte du cône de tolérance** L'angle du cône de tolérance est fonction du rayon maximal autorisé pour les procédures selon la relation 4.6. Plus le rayon autorisé  $R_{pmax}$  est grand, plus l'angle du cône de tolérance  $\gamma_{max}$  est faible et moins de procédures seront potentiellement réalisables. Au contraire, plus le rayon est faible et plus le cône est large. Les procédures sont potentiellement plus nombreuses mais de rayon limité. On choisit arbitrairement un compromis correspondant à une tolérance de  $\frac{\pi}{5}$ , ce qui correspond à un rayon maximal de procédure de 11,8mm (pour les valeurs des paramètres géométriques du robot détaillées en table 4.2) alors que le rayon maximal des procédures génériques est de 16,1mm pour ces mêmes paramètres géométriques.

**Contrainte du lien entre position et orientation** Soit  $O_{opt}$  l'origine de la pose intermédiaire (centre du repère lié au module de flexion 2),  $O_s$  centre de la portion de sphère à balayer et  $V_{opt}$  l'orientation de la pose intermédiaire (soit l'axe  $Z_3$  du repère lié au module 2). Pour balayer la portion de sphère spécifiée, on doit vérifier que :

- $O_{opt}$  appartient à la sphère de centre  $O_s$  et de rayon  $e_s$

Variable	Description	Valeur
$h$	Distance entre les centres de billes et les centres de plateaux	3.25mm
$R_{outil}$	Rayon de l'outil	3mm
$d_{outil}$	Distance entre le centre de l'outil et l'origine du dernier repère	2mm

TABLE 4.2 – Dénominations et valeurs des paramètres géométriques du robot de résection

– et  $\mathbf{V}_{opt}$  est défini par le vecteur  $O_{opt} \vec{O_s}$

Si on note  $x$ ,  $y$  et  $z$  les coordonnées de  $O_{opt}$  dans le repère global  $\mathcal{R}_I$ ,  $x_s$ ,  $y_s$  et  $z_s$  les coordonnées de  $O_s$  dans ce même repère, on peut écrire les deux équations suivantes :

$$(x - x_s)^2 + (y - y_s)^2 + (z - z_s)^2 = e_s^2 \quad (4.7)$$

$$\mathbf{V}_{opt} = \frac{1}{e_s} \begin{bmatrix} x - x_s \\ y - y_s \\ z - z_s \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

La pose intermédiaire est définie par trois inconnues  $x$ ,  $y$  et  $z$  sur lesquelles portent des conditions à satisfaire. D'autres conditions sont nécessaires concernant la compatibilité de la pose avec le robot.

**Contrainte de compatibilité de la pose intermédiaire** Puisque les procédures de second type visent à autoriser des procédures là où les autres procédures génériques ne sont pas possibles, c'est-à-dire près du robot d'accès lorsque tous les degrés de liberté ne sont pas disponibles, on suppose que le premier module est encore à l'intérieur du robot d'accès et on le fixe arbitrairement à zéro. Dans ce cas, on dispose de trois degrés de liberté et le modèle géométrique inverse peut être calculé analytiquement ; des équations de compatibilité peuvent en être déduites pour trouver une pose intermédiaire qui appartienne à l'espace de travail du robot.

D'après 3.16, l'origine de la pose intermédiaire  $O_{opt}$  et l'orientation  $\mathbf{V}_{opt}$ , lorsque le premier module est à zéro, sont définis par les expressions suivantes :

$$O_{opt} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2hc\alpha_2 s\beta_2 (1 + 2c\beta_2) \\ 2hs\alpha_2 s\beta_2 (1 + 2c\beta_2) \\ d + 4h + 2hc\beta_2 + 2h(-s\beta_2^2 + c\beta_2^2) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A \\ E \\ H \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

$$\mathbf{V}_{opt} = \begin{bmatrix} 2c\alpha_2 s\beta_2 c\beta_2 \\ 2s\alpha_2 s\beta_2 c\beta_2 \\ c\beta_2^2 - s\beta_2^2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} D \\ G \\ I \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

où  $\alpha_2$  et  $\beta_2$  sont les paramètres du module 2, et  $d$  le paramètre du module de translation. Par observation des équations, on remarque que :

$$\begin{aligned}
A \cdot G &= E \cdot D \\
A &= D \left( \frac{h\sqrt{2}}{\sqrt{I+1}} + 2 * h \right) \\
E &= G \left( \frac{h\sqrt{2}}{\sqrt{I+1}} + 2 * h \right) \\
A^2 + E^2 &= 2h^2 (1 - I) \left( 1 + \sqrt{2(1 + I)} \right)^2
\end{aligned} \tag{4.11}$$

Pour qu'il existe une solution au modèle géométrique inverse (c'est-à-dire trouver  $x$ ,  $y$  et  $z$  à partir de  $O_{opt}$  et  $\mathbf{V}_{opt}$  quelconques, il faut que les inconnues  $x$ ,  $y$  et  $z$  vérifient les équations ci-dessus.

**Résolution par optimisation** Etant donné le point de base  $P_{proc}$  spécifiant la procédure choisie par le chirurgien, et son orientation  $\mathbf{V}_{proc}$ , on résout le système qui admet pour inconnues  $x$ ,  $y$  et  $z$  coordonnées de l'origine de la pose intermédiaire à déterminer et qui est constitué des équations 4.7, 4.8 et 4.11. Ce système peut se ramener à 5 équations (pas forcément indépendantes) résolues numériquement sous Matlab :

$$\begin{cases}
(x - x_s)^2 + (y - y_s)^2 + (z - z_s)^2 = e_s^2 \\
yx_s = xy_s \\
x = \frac{h}{e_s} (x_s - x) \left( 2 + \frac{\sqrt{2}}{1 + \frac{z_s - z}{e_s}} \right) \\
y = \frac{h}{e_s} (y_s - y) \left( 2 + \frac{\sqrt{2}}{1 + \frac{z_s - z}{e_s}} \right) \\
x^2 + y^2 = 2h^2 \left( 1 - \frac{z_s - z}{e_s} \right) \left( 1 + \sqrt{2} \sqrt{\frac{z_s - z}{e_s} + 1} \right)^2
\end{cases} \tag{4.12}$$

Lorsque la pose intermédiaire ( $O_{opt}$ ,  $\mathbf{V}_{opt}$ ) est connue, on teste si l'orientation appartient bien à la tolérance fixée et on résout le modèle analytiquement par la méthode suivante :

**Si  $x = 0$  et  $y = 0$**  on fixe arbitrairement  $\alpha_2 = \beta_2 = 0$  et  $d = z - 8h$ .

**Si  $x = 0$  et  $y \neq 0$**  il existe une solution si  $\frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{\frac{z_s - z}{e_s} + 1} \leq 1$ , qui est :

$$\begin{aligned}
\beta_2 &= \arccos \left( \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{\frac{z_s - z}{e_s} + 1} \right) \\
d &= z - 2h - 2h \cos(\beta_2) - 4h \cos(\beta_2)^2 \\
\alpha_2 &= \text{sg}(y) \frac{\pi}{2}
\end{aligned} \tag{4.13}$$

**Si  $x \neq 0$  et  $y = 0$**  il existe une solution si  $\frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{\frac{z_s - z}{e_s} + 1} \leq 1$ , qui est :

$$\begin{aligned}
\beta_2 &= \arccos \left( \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{\frac{z_s - z}{e_s} + 1} \right) \\
d &= z - 2h - 2h \cos(\beta_2) - 4h \cos(\beta_2)^2 \\
\alpha_2 &= 0 \quad \text{si } x > 0 \quad \text{ou } \pi \quad \text{sinon}
\end{aligned} \tag{4.14}$$

Si  $x \neq 0$  et  $y \neq 0$  il existe une solution si  $\frac{1}{\sqrt{2}}\sqrt{\frac{z_s - z}{e_s} + 1} \leq 1$ , qui est :

$$\begin{aligned}\beta_2 &= \text{acos} \left( \frac{1}{\sqrt{2}}\sqrt{\frac{z_s - z}{e_s} + 1} \right) \\ d &= z - 2h - 2h\cos(\beta_2) - 4h\cos(\beta_2)^2 \\ \alpha_2 &= \text{atan2}(y, x)\end{aligned}\tag{4.15}$$

où  $\text{atan2}$  est la fonction qui calcule l'arctangente dans l'intervalle  $[-\pi, \pi]$ .

Si la solution trouvée est incluse dans les limites articulaires du robot (qui sont définies ci-après en page 109), alors la pose intermédiaire ( $O_{opt}$ ,  $V_{opt}$ ) peut être prise et le volume élémentaire correspondant à la portion de sphère est balayé par le pilotage des deux degrés de liberté du dernier module.

#### 4.2.3.3 Définition de la procédure

De la même manière que les procédures génériques, on débute à la position spécifiée par le chirurgien, et on progresse ainsi le long de l'orientation désirée, en calculant à chaque pas la nouvelle pose intermédiaire optimisée. L'algorithme de calcul peut se résumer comme comme décrit en figure 4.12.

**Entrées :**  $R_{proc}$ ,  $L_{proc}$ ,  $P_{proc}$  et  $V_{proc}$   
**Sorties :** Trajectoire du centre outil  $\text{traj}(i)$  constituée des poses  $i$ , paramètres articulaires pour chaque pose  $q(i) = [\alpha_1, \beta_1, \alpha_2, \beta_2, \alpha_3, \beta_3, d]$   
 $L_{utile} = L_{proc} - R_{outil}$   
**pour**  $L$  variant de 0 à  $L_{utile}$  **faire**  
  ;  
  Calcul de la pose idéale  $O_{inter}$  ;;  
   $O_{inter} = (P_{proc} - (4h + d_{outil}) \cdot V_{proc}) + L \cdot V_{proc}$ ;;  
  ;  
  Calcul du centre de sphère  $O_s$  de rayon  $R$  à balayer ;;  
   $O_s = O_{inter} - R V_{proc}$ ;;  
  Calcul de la pose optimisée  $P_{opt}, V_{opt}$  ;;  
   $P_{opt} = \text{calculPose}(O_s)$ ;;  
   $V_{opt} = \frac{1}{e_s} [P_{opt} - O_s]$ ;;  
  Calcul des paramètres articulaires ;;  
   $[\alpha_2, \beta_2, d] = \text{MGI}_{analytique}(P_{opt}, V_{opt})$ ;;  
  ;  
  Balayage du volume élémentaire ;;  
   $q(i) = [0, 0, \alpha_2, \beta_2, \alpha_3, \beta_3, d]$ ;;  
   $\text{traj}(i) = \text{MGD}_{architecture}(q(i))$ ;;

FIGURE 4.12 – Algorithme de calcul de la procédure améliorée

Par sa définition, la deuxième procédure élémentaire pourra être utilisée dans toute la zone où le premier module est inclus à l'intérieur du robot d'accès (et fixé à zéro), alors que la première procédure peut être utilisée dans tout l'espace de travail du robot.

Alors que la procédure d'entrée est simplement limitée par la course du paramètre de translation et la courbure maximale du module de balayage, rien ne garantit que l'ensemble des poses du robot dans les procédures génériques soient accessibles. Il est en effet possible que certaines poses soient en dehors des limites articulaires du robot, et que le chirurgien ne dispose pas de tous les choix qu'il souhaite. C'est le point abordé dans la section suivante.

### 4.3 Aide au choix du chirurgien

#### 4.3.1 Objectifs

Dans le paragraphe précédent, on a défini des procédures élémentaires de résection, dont les paramètres (taille, position et orientation du volume réséqué) sont choisis par le chirurgien. Les différents paramètres de choix pour les différentes procédures sont résumés en table 4.3.

	Procédure d'entrée	Première procédure	Deuxième procédure
Position $P_{proc}$	Point de contact	$N$	$N$
Orientation $V_{proc}$	Orientation du robot d'accès	$N$	$N$
Longueur $L_{proc}$	$N < d_{max}$	$N$	$N$
Rayon $R_{proc}$	$R_{min} < N < R_{max}$	$R_{min} < N < R_{max}$	$R_{min} < N < R_{Pmax}$

TABLE 4.3 – Paramètres à choisir pour les différents types de procédures.  
Les paramètres choisis par le neurochirurgien sont notés  $N$ .

En dehors du rayon maximal du volume réséqué lors d'une procédure, qui est limité par la courbure maximale du module de balayage, et la longueur maximale du volume réséqué lors d'une procédure d'entrée, qui est limitée par la course du module de translation, les bornes des différents paramètres à choisir pour les procédures, comme la position, l'orientation ou les longueurs des volumes associés aux procédures ne sont pas connues *a priori* et dépendent des limites articulaires du robot. L'objectif est ici de ne proposer au chirurgien que les procédures effectivement réalisables, c'est-à-dire définir les bornes des paramètres des procédures. Bien sûr, la longueur et l'orientation de chaque procédure disponible sont liées à sa position. L'idée est de calculer l'éventail des procédures réalisables en chaque point de la tumeur, ou de calculer les positions possibles pour une procédure donnée, sachant que ces procédures doivent toutes être incluses dans l'espace de travail du robot de résection. On s'intéresse donc dans un premier temps au calcul d'espace de travail.

#### 4.3.2 Espaces de travail des robots sériels et parallèles

L'espace de travail d'un robot est défini par l'ensemble des poses accessibles par le robot, selon ses limitations géométriques et articulaires. Lorsque le robot dispose de plus de 3 degrés de liberté, la représentation de l'espace de travail est difficile (car il est alors de dimension 6 au maximum) ([Mer97]). Pour faciliter cette représentation on distingue plusieurs types d'espaces de travail :

- l'espace de travail en translation (ou position) est l'ensemble des positions accessibles par l'effecteur du robot,
- l'espace de travail à orientation constante est l'ensemble des positions accessibles par l'effecteur du robot pour une orientation fixe donnée,

- l’espace de travail à centre fixé (ou en orientation) est l’ensemble des orientations accessibles pour l’effecteur pour une position fixe donnée,
- l’espace de travail dextre est l’ensemble des positions pour lesquelles toutes les orientations sont permises,
- etc...

Ce sont essentiellement des méthodes géométriques ou des méthodes de discrétisation qui permettent le calcul des espaces de travail. En ce qui concerne les robots sériels, un grand nombre d’entre eux disposent d’un nombre de degrés de liberté limité, ce qui facilite l’utilisation d’une méthode de discrétisation, ou disposent d’un poignet de type rotule, ce qui découple l’orientation de l’effecteur de sa position, permettant d’obtenir rapidement l’ensemble des positions atteignables, et en chaque point l’ensemble des orientations disponibles, ces deux ensembles étant indépendants. Cependant, quelques travaux ont été effectués pour des robots non découplés. Une méthode géométrique concernant un robot plan consiste à proposer un mécanisme équivalent et à déterminer l’espace de travail en orientation par analyse d’angle d’une articulation virtuelle [DS03]. Une autre méthode géométrique utilise les paramètres d’Euler-Rodrigues, mais n’est valable que pour les manipulateurs plans ou à poignet découplé [CZM06]. Enfin, une formulation par corps rigide équivalent a été proposée [SS08]. A partir du modèle géométrique direct, le premier degré de liberté varie et définit un mouvement rigide. A partir du centre de rotation instantané, l’enveloppe de l’espace de travail est calculée à partir des points extrêmes du corps rigide par rapport au centre de rotation. Cet espace de travail est toutefois un espace en position seulement.

Des méthodes non géométriques ont également été développées, telle le calcul d’espace de travail par pseudo-inverse de la matrice jacobienne [AMAYH97], qui intègre les limites articulaires, mais ne prend pas en compte les intersections entre solides et ne détecte pas les trous au sein de l’espace de travail. Si la méthode de discrétisation de base consiste à faire balayer au robot un ensemble discrétisé des valeurs articulaires de toutes ses articulations, et observer l’ensemble des poses atteintes, d’autres méthodes de discrétisation permettent le calcul d’espace de travail. Une fonction densité d’espace de travail est définie dans [WC02] pour les robots hyper-redondants, faisant l’analogie avec la diffusion de molécules d’ADN lorsque l’on rajoute des degrés de liberté au manipulateur, mais cette méthode s’applique à des robots plans pour un espace de travail en position seulement. Une autre méthode de discrétisation utilise une génération du balayage aléatoire (par la méthode de Monte Carlo) [RP90], et l’espace de travail en position est défini par probabilité du lieu des points. Les limites articulaires sont ensuite intégrées sur la forme générale de l’espace grâce à des considérations géométriques.

Les méthodes utilisées pour les robots parallèles sont quelque peu différentes puisque leur modèle géométrique direct n’est pas toujours disponible, et l’orientation de l’effecteur est souvent intimement liée à sa position. Les méthodes géométriques sont en général efficaces pour les robots parallèles ([Mer97]), et consistent à calculer des intersections de volumes, chaque volume représentant l’espace de travail en position des jambes du robot. L’espace de travail à orientation constante ou l’espace dextre de manipulateurs plan sont ainsi calculés dans [MGM98], ou pour des manipulateurs à 6 degrés de liberté, que ce soit l’espace à orientation constante dans [BR01] ou l’espace de travail en orientation (à centre fixé) dans [Mer97]. Dans ce cas l’espace en orientation est représenté sur une sphère unité centrée au point donné. L’espace de travail en orientation est également défini dans [TL06],



par un ensemble de segments résolus analytiquement par des équations de contraintes prenant un des paramètres du robot (différent pour chaque segment) à sa valeur limite. Cette dernière méthode doit toutefois fixer l'un des paramètres pour pouvoir représenter l'espace de travail en 2 dimensions. Enfin, dans [JG08] l'espace en orientation est défini par le volume délimité par douze surfaces correspondant aux positions extrêmes de chaque jambe, et est représenté dans l'espace des trois angles d'Euler.

Les méthodes de discrétisation, pour les robots parallèles, consistent à discrétiser l'espace opérationnel (en position et orientation) et à tester si chaque point se trouve dans l'espace voulu, grâce à la résolution du modèle géométrique direct. Les méthodes se distinguent ensuite sur le test ou l'espace discrétisé. Ainsi, l'espace des positions est découpé en "boîtes" par Chablat et al. ([CWMM04]) et chaque boîte est testée grâce à l'analyse par intervalle sur son appartenance à l'espace dextre, ce pour un robot parallèle à trois degrés de liberté. Un algorithme permet de découper les boîtes dont l'appartenance n'est pas clairement définie. Bonev et al. utilisent une méthode de discrétisation de l'orientation seulement pour les robots à six degrés de liberté, qui garantit la compatibilité des configurations avec la configuration initiale, et représentent l'espace de travail en orientation (en un point fixé) par coordonnées cylindriques ([BR01]). La discrétisation en orientation pour trouver l'espace de travail en orientation est également utilisée par Filho et al. ([FC05]) en coordonnées sphériques. L'espace de travail à orientation constante est calculé dans [dPS01] par optimisation sous contraintes (limites articulaires et valeur d'orientation) de la distance entre un point de l'espace et un point fixe donné appelé point rayonnant. Le calcul est effectué dans le cas d'un espace de travail convexe, mais une proposition d'utilisation est faite pour un espace non convexe. Une méthode similaire proposée par Wang et al. ([WH98]) utilise une optimisation sans contraintes, dans laquelle les butées articulaires et les fermetures de chaîne du robot parallèle sont intégrées dans la fonction objective par des pénalités. Cependant, elle ne traite pas des éventuels vides ou discontinuités de l'espace de travail.

Les méthodes géométriques semblent avoir pour le moment été peu développées pour calculer un espace de travail en position et en orientation pour les robots spatiaux sériels non découplés. De plus, les méthodes géométriques développées pour les robots parallèles ne semblent pas applicables au robot de résection. Nous allons donc utiliser une méthode de discrétisation.

### 4.3.3 Espace de travail en orientation du robot de résection

#### 4.3.3.1 Différentes pistes

Pour les robots sériels, la discrétisation concerne l'espace articulaire, c'est-à-dire que l'on discrétise les variables articulaires, sur toute leur plage de variation. Les poses obtenues grâce au modèle géométrique direct de la partie positionnement du robot prennent en compte les limites articulaires, éventuellement les intersections entre solides, mais la représentation de l'espace correspondant est difficile car de dimension 6, et ne donne qu'une seule orientation par position. En effet, rien ne garantit que plusieurs positions identiques soient obtenues par cette méthode, ou en d'autres termes, que plusieurs orientations identiques soient obtenues pour des positions différentes. Or, une procédure telle qu'on l'a définie précédemment nécessite plusieurs positions appartenant à la même droite, cette droite donnant l'orientation nécessaire en chaque position. Les procédures nécessitent donc plu-

sieurs positions ayant exactement la même orientation. L'espace de travail discret obtenu par le modèle direct ne permet pas de définir les procédures possibles.

L'idée est ainsi de discrétiser l'espace opérationnel plutôt que l'espace articulaire, comme ce qui est fait pour les robots parallèles. On utilisera alors le modèle géométrique inverse de la partie positionnement du robot. L'objectif étant d'informer le chirurgien des procédures qu'il peut choisir, on peut au choix :

**Piste 1** Calculer l'éventail des procédures réalisables en chaque point de la tumeur. En d'autres termes, cet ensemble est relié directement à l'espace de travail en orientation en chaque point de la partie du robot allouée au positionnement de volumes élémentaires (module de translation et deux modules de flexion). La discrétisation portera sur les orientations possibles (donc sur deux paramètres, puisque le module de balayage est axisymétrique). Le chirurgien choisira d'abord le point de départ de la procédure, et le calcul de l'espace de travail en orientation (de la partie positionnement) correspondant à ce point l'informerait des directions et longueurs possibles pour la procédure. Il pourra choisir la direction souhaitée parmi cet ensemble discret d'orientations, puis les caractéristiques de taille de la procédure (rayon et longueur).

**Piste 2** Calculer les positions possibles pour une procédure donnée. Le chirurgien choisira d'abord une direction pour la procédure, et le calcul d'espace de travail l'informerait sur les positions et longueurs possibles, parmi lesquelles il choisira par la suite. Il s'agit ainsi de l'espace de travail à orientation constante de la partie du robot allouée au positionnement de volumes élémentaires. La discrétisation portera alors sur les positions (donc sur trois paramètres).

D'une manière naturelle, on peut penser qu'il est plus facile pour le chirurgien, pour planifier les procédures, de choisir d'abord le point de la procédure, et puis seulement sa direction (Piste 1). De plus, la discrétisation ne concerne que deux paramètres dans la première méthode, alors qu'elle en concerne trois dans la deuxième méthode : le balayage de l'espace concerné prendra moins de temps pour la première méthode. Enfin, le calcul de l'espace de travail, qu'il soit en orientation ou à orientation constante nécessite le modèle géométrique inverse de la partie positionnement, qui a été détaillé en page 86 et qui est résolu de manière numérique par optimisation. Le calcul de l'espace de travail à orientation constante impliquerait d'ajouter à cette optimisation les contraintes de l'orientation, et par là de résoudre le modèle inverse par une optimisation sous contraintes d'une fonction non linéaire de plusieurs variables, nettement moins efficace.

Pour ces trois raisons on choisit plutôt de proposer la première méthode qui consiste à calculer l'espace de travail en orientation de la partie positionnement au point choisi par le chirurgien.

#### 4.3.3.2 Calcul de l'espace en orientation

Pour un point donné, choisi par le chirurgien, toutes les orientations sont discrétisées selon deux paramètres. Pour chaque orientation, l'optimisation pour la position choisie et cette orientation est lancée pour trouver une solution au modèle géométrique inverse. Si l'optimisation ne donne pas de solution, on considère que l'orientation correspondante n'appartient pas à l'espace de travail. Si l'optimisation a convergé, on teste si la solution obtenue est réalisable par les modules (limites articulaires), et dans le cas positif on considère que l'orientation appartient à l'espace de travail. La longueur maximale de procédure

est ensuite calculée pour cette orientation, en testant pas à pas différentes positions dans cette orientation. L'algorithme peut se résumer comme présenté en figure 4.13. La méthode de discrétisation utilisée ainsi que la définition des limites articulaires sont détaillées dans les paragraphes suivants.

```

Entrées :  $P_{proc}$ 
Sorties : Orientations possibles  $Z$  et longueurs associées  $L_{max}(Z)$ 
pour toute orientation  $Z$  faire
    ;
    Calcul du modèle géométrique inverse ;
     $pose = (P_{proc}, Z)$ ;
     $Sol = MGI(pose)$ ;
    Test de la solution vis-à-vis des limites articulaires ;
    si  $testlimites(Sol) = 1$  (il existe une solution au MGI et elle est dans les limites articulaires)
    alors
        Calcul de la longueur maximale de procédure par tests pas à pas le long de  $Z$  ;
         $i = 1$ ;  $cv = 1$ ;
        tant que  $cv=1$  faire
             $pose = (P_{proc} + i * pas * Z, Z)$ ;
             $Sol = MGI(pose)$ ;
            si  $testlimites(Sol) = 1$  alors
                Il existe une solution ;
                 $i=i+1$ 
            sinon
                Il n'existe pas de solution ou elle est hors limites articulaires ;
                 $cv=0$ 
         $L_{max}(Z) = pas * (i - 1)$ 
    sinon
        L'orientation  $Z$  ne peut pas être prise en  $P_{proc}$  ;
         $L_{max}(Z) = 0$ 

```

FIGURE 4.13 – Algorithme de calcul de l'espace de travail en orientation au point  $P_{proc}$  choisi par le chirurgien et des longueurs maximales de procédures  $L_{max}$  correspondantes aux orientations.

**Discrétisation** Le module de balayage étant axisymétrique, les orientations peuvent être définies par un vecteur unitaire, normal au plateau du deuxième module de flexion (soit le vecteur  $\mathbf{Z}_3$  du repère  $\mathcal{R}_3$  défini en figure 3.17). Deux paramètres sont suffisants, car la rotation autour de ce vecteur n'est pas nécessaire (par axisymétrie). Cependant, si on choisit deux parmi trois des coordonnées de ce vecteur d'orientation, une incertitude subsiste quant au signe de la troisième. Pour lever cette incertitude, on choisit de représenter l'ensemble des vecteurs d'orientation possibles par deux angles d'Euler  $\phi$  et  $\psi$ , définis par une rotation d'angle  $\phi$  autour de l'axe  $\mathbf{X}$  du repère lié à la tumeur  $\mathcal{R}_0$  (cf. figure 3.17), puis une rotation d'angle  $\psi$  autour du nouvel axe  $\mathbf{Y}'$ . Le vecteur d'orientation s'écrit alors, dans le repère de référence  $\mathcal{R}_0$  :

$$\mathbf{Z}_3 = \begin{bmatrix} \sin(\psi) \\ -\sin(\phi) \cos(\psi) \\ \cos(\phi) \cos(\psi) \end{bmatrix} \quad (4.16)$$

Lorsque  $\phi$  varie dans l'intervalle  $[-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}]$  et  $\psi$  dans l'intervalle  $[-\pi, \pi]$ , le vecteur d'orientation  $\mathbf{Z}_3$  parcourt toute la sphère unité, et donc toutes les orientations possibles. Les paramètres  $\phi$  et  $\psi$  sont ainsi discrétisés dans leur intervalle respectif, et pour chaque combinaison une solution est recherchée, puis la longueur maximale calculée comme décrit dans le paragraphe précédent.

**Définition des limites articulaires** Les solutions trouvées par le modèle géométrique inverse numérique ne sont pas forcément incluses dans l'espace de travail du robot. On définit deux types de conditions :

- les limites articulaires qui expriment l'angle de flexion maximal des modules (et qui sont fixées par leur architecture), ainsi que la limite du paramètre de translation,
- les intersections entre le robot de résection et le robot d'accès : les modules ne peuvent se courber s'ils sont encore à l'intérieur du robot d'accès.

Par construction, les modules de flexion ne peuvent se courber au-delà de  $\frac{\pi}{4}$ , et ce quelle que soit la direction de courbure. L'angle de flexion maximal du module  $i$ , exprimé par  $\beta_i$  est fixé à  $\frac{\pi}{4}$ . Cependant, la résolution numérique du modèle géométrique inverse calcule l'angle  $\pm\beta_i [2\pi]$ , qui donne la même configuration de robot, mais qui ne permet pas de limiter  $\beta_i$  directement. On s'affranchit de ce problème en exprimant la limite de flexion du module  $i$  sous la forme :

$$\cos(\beta_i) \geq \cos\left(\frac{\pi}{4}\right) \quad (4.17)$$

Les limites du paramètre de translation  $d$  sont fixées de manière arbitraire dans un premier temps. La limite inférieure est définie lorsque le robot de résection est entièrement à l'intérieur du robot d'accès (on suppose que le robot d'accès est droit), et la limite supérieure est définie lorsque la base du robot coïncide avec l'extrémité du robot d'accès (figure 4.14). Elles s'expriment de la manière suivante :

$$-(12h + d_{outil} + R_{outil}) \leq d \leq h \quad (4.18)$$

où  $h$  est la distance entre les centres de billes et les centres de plateaux,  $R_{outil}$  le rayon de l'effecteur et  $d_{outil}$  un paramètre géométrique.

Les intersections entre le robot de résection et le robot d'accès se produisent lorsque le robot de résection fléchit alors qu'il est encore à l'intérieur du robot d'accès. Lors de son déploiement, c'est-à-dire lorsque le robot de résection sort peu à peu du robot d'accès, ses modules sont libérés et peuvent être actionnés. Il faut donc définir des limites de flexion qui dépendent du paramètre de translation ainsi que du module considéré. Dans cette section, on s'intéresse à la partie positionnement du robot, c'est-à-dire au module de translation et deux modules de flexion. On ne traite pas le déploiement du module de balayage, qui est toujours limité à son angle de flexion maximal  $\frac{\pi}{4}$ .

Soit  $d_i$  la distance entre le repère du module de flexion  $i$  et le repère  $\mathcal{R}_0$  lié au robot d'accès (voir figure 4.15) :

- Si le module est entièrement à l'intérieur du robot d'accès, soit  $d_i > 3h$ , il doit vérifier

$$\cos(\beta_i) = 0$$

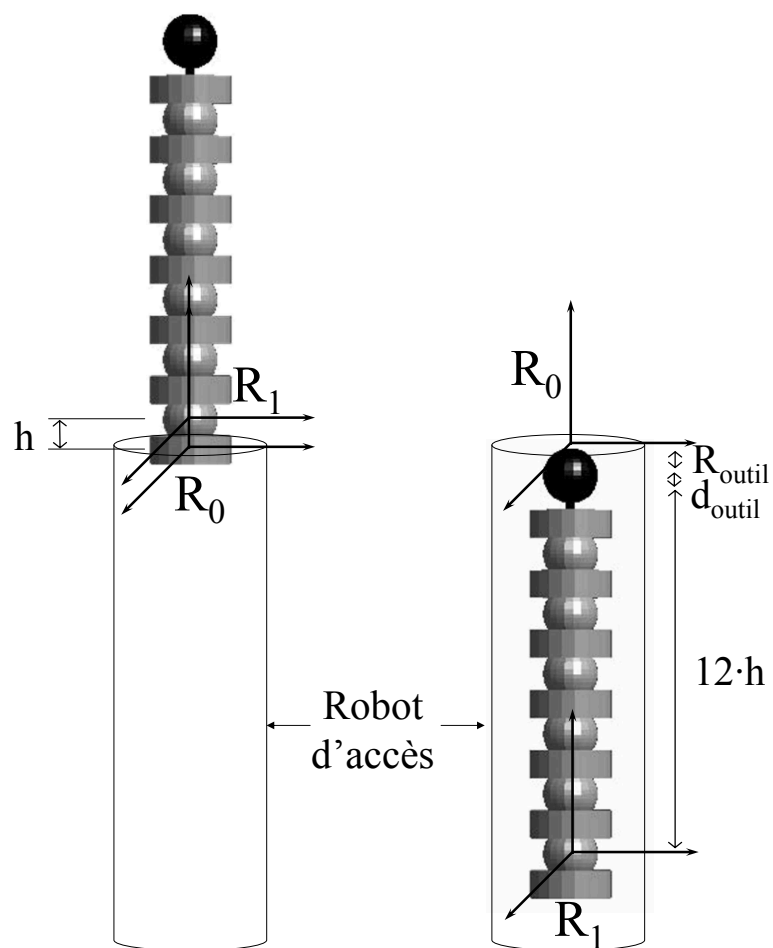


FIGURE 4.14 – Représentation du robot de résection dans ses deux positions extrêmes en translation.

- Si le module est entièrement sorti du robot d'accès, soit  $d_i < 0$ , il doit vérifier la limite articulaire en flexion, à savoir :

$$\cos(\beta_i) \geq \cos\left(\frac{\pi}{4}\right)$$

- Si le module est dans une position intermédiaire telle que  $0 < d_i < 3h$ , on note  $Z_P$  la coordonnée du point  $P$  selon l'axe  $Z$  du repère  $\mathcal{R}_i$  lié au module  $i$  (voir figure 4.15), et  $R_{P'}$  la distance à ce même axe du point  $P'$ . Le point  $P$  représente le point le plus bas du plateau supérieur du module lorsqu'il fléchit, le point  $P'$  le point du plateau le plus éloigné de l'axe. Pour ne pas intersecter le robot d'accès, le module doit vérifier :

$$Z_P > d_i \quad \text{ou} \quad R_{P'} < R_{\text{accès}}$$

où  $R_{\text{accès}}$  est le rayon intérieur du robot d'accès,  $R_{\text{plateau}}$  le rayon des plateaux,  $e$  leur épaisseur et :

$$\begin{aligned} Z_P &= 2h \cos(\beta_i) + \left(h - \frac{e}{2}\right) \cos(2\beta_i) - R_{\text{plateau}} \sin(2\beta_i) \\ R_{P'} &= 2h \sin(\beta_i) + \left(h + \frac{e}{2}\right) \sin(2\beta_i) - R_{\text{plateau}} \cos(2\beta_i) \\ d_i &= -d \quad \text{pour le module 1 et} \quad -d - 4h \quad \text{pour le module 2} \end{aligned} \quad (4.19)$$

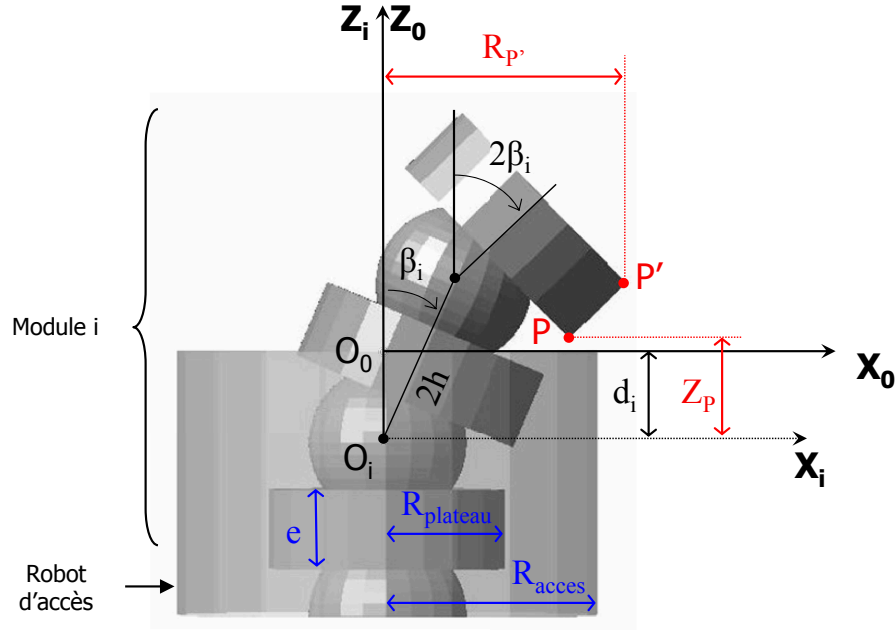


FIGURE 4.15 – Schéma du module  $i$  dans une position intermédiaire. Définition de  $P$ ,  $P'$ ,  $Z_P$  et  $R_{P'}$  pour ce module.

**Cartes obtenues** En chaque point choisi par le chirurgien, l'espace de travail en orientation est obtenu sous forme discrétisée, ainsi que la longueur maximale parcourable selon cette orientation à partir du point donné. Un exemple est donné en figure 4.16.

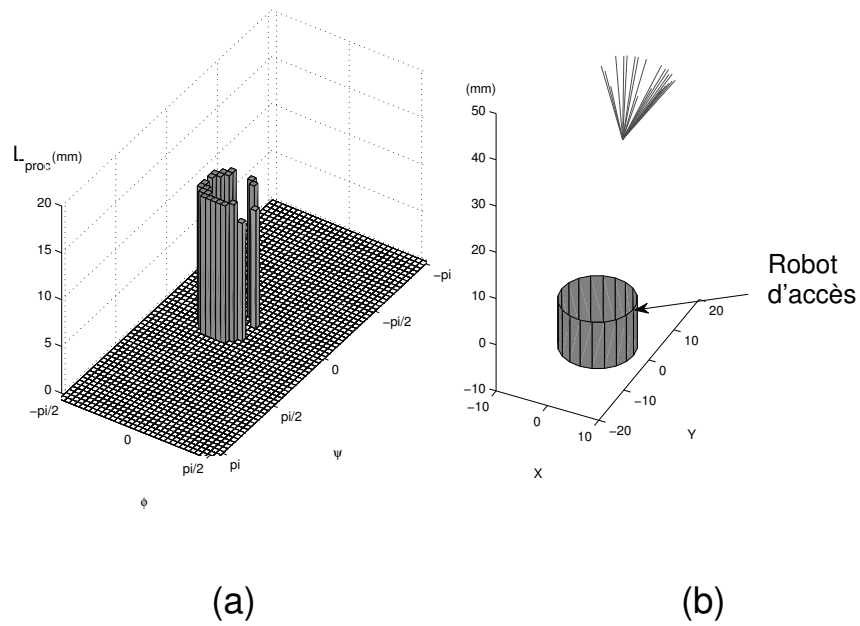


FIGURE 4.16 – Exemple d'espace de travail en orientation de la partie positionnement du robot obtenu pour le point  $[0; 10; 28]$ , représenté par un histogramme indiquant la longueur possible en fonction des angles  $\phi$  et  $\psi$  (a), et représenté directement par les vecteurs directeurs des orientations possibles (b). Dans la figure (b), la longueur des segments est égale à la longueur possible selon l'orientation du segment.

#### 4.3.3.3 Espace des procédures réalisables

Le point choisi par le chirurgien ( $P_{proc}$ ) doit correspondre effectivement à la base de la procédure. Or, les points utilisés pour le calcul des espaces de travail correspondent aux poses intermédiaires, c'est-à-dire à la pose du repère fixé sur le deuxième module ( $O_{inter}$ ), non sur l'effecteur. La base de la procédure est décalée de la longueur du dernier module par rapport à ce point et selon l'orientation spécifiée par le chirurgien (figure 4.17).

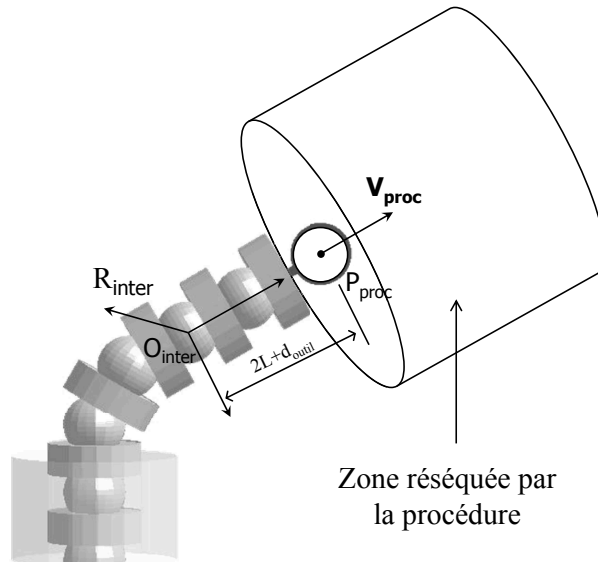


FIGURE 4.17 – Position de la pose du repère intermédiaire pour la procédure de point de base  $P_{proc}$  et d'orientation  $V_{proc}$ .

Pour que le point spécifié par le chirurgien soit bien la base de la procédure, il faut que le calcul de l'espace de travail soit effectué en tenant compte de ce décalage, c'est-à-dire décalé selon l'orientation spécifiée  $V_{proc}$ . Comme le calcul s'effectue par discrétisation sur l'orientation, le point de calcul de l'espace de travail  $O_{inter}$  varie selon l'orientation. Pour tester l'ensemble des procédures réalisables en un point  $P_{proc}$  choisi par le chirurgien, on teste la procédure sur le point de calcul  $O_{inter}$  associé à chaque orientation, et ce pour toutes les orientations discrétisées. Le point de base des procédures réalisables est commun et correspond au point  $P_{proc}$  sélectionné par le chirurgien. Les algorithmes de calcul pour les premières et deuxièmes procédures sont détaillés en figure 4.18 et 4.19.

Pour avoir une vision globale des positions des procédures possibles, on effectue ce calcul pour tous les points de l'espace de travail pour la première procédure élémentaire (le robot étant axisymétrique, on réalise ce calcul par discrétisation seulement dans un plan de l'axisymétrie contenant l'axe du robot d'accès). Pour les deuxièmes procédures élémentaires, le calcul est réalisé dans ce même plan mais seulement dans la zone où le premier module est inclus dans le robot d'accès ( $d \leq -3h$ ). La répartition des positions dans le plan d'axisymétrie pour lesquelles au moins une procédure est possible définit la carte des procédures (figure 4.20).

Pour une discrétisation en orientation de 1900 pas (61 pas sur  $\psi$  et 31 pas sur  $\phi$ , compromis entre le temps de calcul et le nombre d'orientations disponibles pour le neu-



**Entrées :**  $P_{proc}$   
**Sorties :** Procédures possibles en  $P_{proc}$  d'orientation  $Z$  et longueurs associées  $L_{max}(Z)$   
**pour toute orientation  $Z$  faire**

```

| ;
| Calcul du point origine de la pose intermédiaire  $P_{inter}$   $P_{inter} = P_{proc} - (2L + d_{outil})Z$  Calcul
| du modèle géométrique inverse ;
|  $pose = (P_{inter}, Z)$ ;
|  $Sol = MGI(pose)$ ;
| Test de la solution vis-à-vis des limites articulaires ;
| si  $testlimites(Sol) = 1$  (il existe une solution au MGI et elle est dans les limites articulaires)
| alors
| | Calcul de la longueur maximale de procédure par tests pas à pas le long de  $Z$  ;
| |  $i = 1; cv = 1$ ;
| | tant que  $cv=1$  faire
| | |  $pose = (P_{inter} + i * pas * Z, Z)$ ;
| | |  $Sol = MGI(pose)$ ;
| | | si  $testlimites(Sol) = 1$  alors
| | | | Il existe une solution ;
| | | |  $i=i+1$ 
| | | sinon
| | | | Il n'existe pas de solution ou elle est hors limites articulaires ;
| | | |  $cv=0$ 
| |  $L_{max}(Z) = pas * (i - 1)$ 
| sinon
| | L'orientation  $Z$  ne peut pas être prise en  $P_{inter}$  ;
| |  $L_{max}(Z) = 0$ 

```

FIGURE 4.18 – Algorithme de calcul de l'espace des procédures au point  $P_{proc}$  choisi par le chirurgien et les longueurs maximales de procédures  $L_{max}$  correspondantes aux orientations.

---

**Entrées :**  $P_{proc}$   
**Sorties :** Procédures possibles en  $P_{proc}$  d'orientation  $Z$  et longueurs associées  $L_{max}(Z)$   
**pour toute orientation  $Z$  faire**

```

;
Calcul du point origine de la pose idéale  $O_{inter}$   $O_{inter} = P_{proc} - (2L + d_{outil})Z$ 
Calcul du centre de sphère  $O_s$  de rayon  $R$  à balayer ;;
 $O_s = O_{inter} - RZ$ ;
Calcul de la pose optimisée  $P_{opt}, V_{opt}$  ;;
 $P_{opt} = calculPose(O_s)$ ;
 $V_{opt} = \frac{1}{R_s} [P_{opt} - O_s]$ ;
Test de la solution vis-à-vis de la tolérance d'orientation ;;
si  $acos(V_{opt} \cdot Z) < \gamma_{max}$  alors
| la solution est tolérée, on continue ;
sinon
| Il n'existe pas de solution ou elle est hors tolérance;
| on passe directement à l'orientation suivante ;
|  $L_{max}(Z) = 0$  ;
| break ;

Calcul des paramètres articulaires ;;
 $Sol = [\alpha_2, \beta_2, d] = MGI_{analytique}(P_{opt}, V_{opt})$ ;
Test de la solution vis-à-vis des limites articulaires ;
si  $testlimites(Sol) = 1$  (il existe une solution au MGI et elle est dans les limites articulaires)
alors
| Calcul de la longueur maximale de procédure par tests pas à pas le long de  $Z$  ;
|  $i = 1; cv = 1$ ;
| tant que  $cv=1$  faire
| |  $O_{inter} = O_{inter} + i * pas * Z$ ;
| |  $O_s = O_{inter} - RZ$ ;
| |  $P_{opt} = calculPose(O_s)$ ;
| |  $V_{opt} = \frac{1}{R_s} [P_{opt} - O_s]$ ;
| | si  $acos(V_{opt} \cdot Z) < \gamma_{max}$  alors
| | | la solution est tolérée ;
| | |  $Sol = [\alpha_2, \beta_2, d] = MGI_{analytique}(P_{opt}, V_{opt})$ ;
| | | si  $testlimites(Sol) = 1$  alors
| | | | (il existe une solution au MGI et elle est dans les limites articulaires);
| | | |  $i=i+1$ 
| | | sinon
| | | | Il n'existe pas de solution ou elle est hors limites articulaires ;
| | | |  $cv=0$ 
| | sinon
| | | Il n'existe pas de solution ou elle est hors tolérance;
| | |  $cv=0$ 
| |  $L_{max}(Z) = pas * (i - 1)$ 
| sinon
| | Il n'existe pas de solution au MGI ou elle est hors limites articulaires ;
|  $L_{max}(Z) = 0$ 

```

FIGURE 4.19 – Algorithme de calcul de l'espace des deuxièmes procédures au point  $P_{proc}$  choisi par le chirurgien et les longueurs maximales de procédures  $L_{max}$  correspondantes aux orientations.

rochirurgical) et un quadrillage en position dans le plan d'axisymétrie avec un pas de 2 mm (ce qui donne environ 650 positions testées), au total 1 235 000 configurations sont testées. Pour chacune de ces configurations, le calcul du modèle géométrique inverse peut être effectué une ou plusieurs fois, et prend à chaque fois 0.08 secondes (sur un PC équipé d'un Pentium de 3.2 GHz et de 2 Go de RAM). Le calcul total prend au moins 27 heures. En pratique, la carte des procédures (premier et deuxième type) est obtenue en environ 5 jours. Il va de soi que l'espace des procédures ne peut être calculé en temps réel et que le chirurgien devra exercer ses choix de procédures parmi l'ensemble déjà discrétisé.

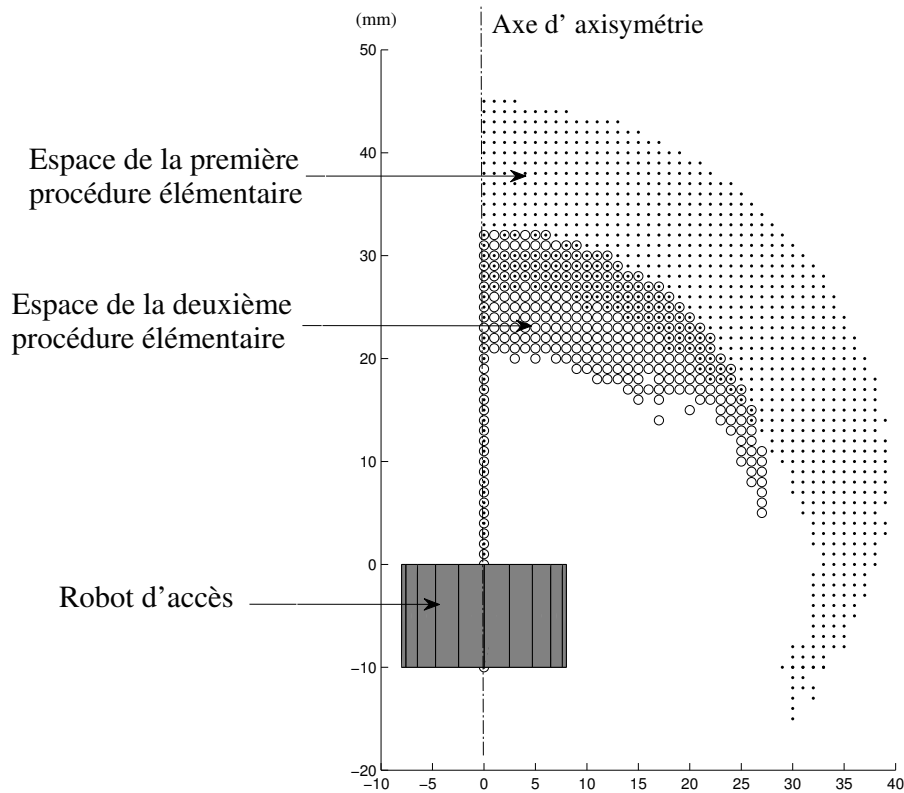


FIGURE 4.20 – Cartes des procédures génériques et améliorées. Les procédures améliorées élargissent la zone de résection possible par les procédures génériques (tous les degrés de liberté, y compris la translation, étant utilisés).

On observe que les procédures, du premier ou second type, sont possibles dans une zone assez restreinte par rapport à la taille de la tumeur. Le problème vient là aussi du fait que dans cette région encore relativement près du robot d'accès, tous les degrés de liberté du robot ne sont pas disponibles (le premier module est encore à l'intérieur du robot d'accès). Cependant les deuxièmes procédures permettent d'élargir la zone couverte par les premières procédures, et l'ensemble des procédures élémentaires permet de couvrir quasiment la totalité de l'espace de travail en position des 7 degrés de liberté du robot de résection (figure 4.21).

On pourra optimiser par la suite le second type de procédure élémentaire en diminuant

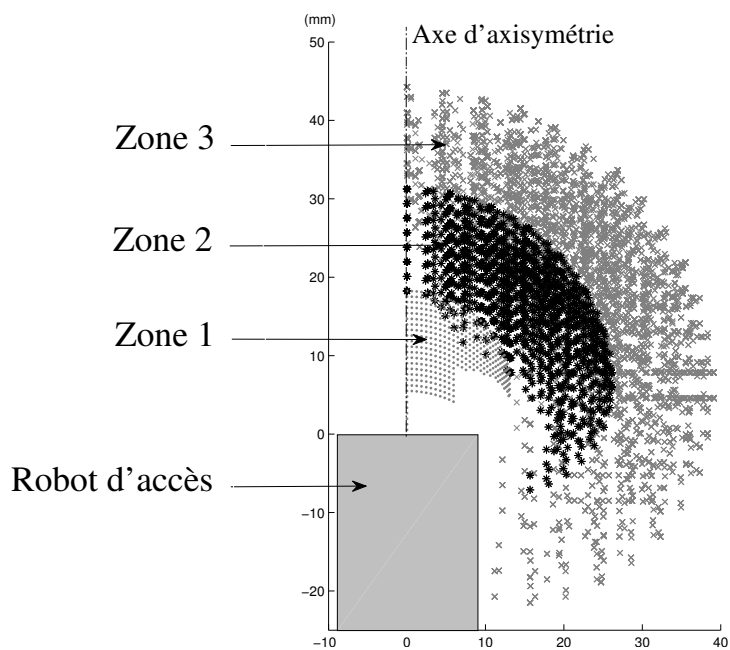


FIGURE 4.21 – *Espace de travail en position du robot de résection complet, dans un plan d'axisymétrie, représenté avec le robot d'accès. Cet espace est obtenu par le modèle géométrique direct. La zone 1 est obtenue lorsque seul le premier module de flexion est actif (sorti du robot d'accès), la zone 2 lorsque les deux premiers modules de flexion sont actifs, enfin la zone 3 lorsque tous les modules sont actifs.*

leur rayon maximal, et obtenir une plus grande tolérance angulaire, donc plus de procédures possibles.

## 4.4 Simulation sur tumeur réelle

### 4.4.1 Création d'une interface graphique pour le choix des procédures

Afin de faciliter le choix des procédures parmi celles possibles par le robot, et pertinentes pour une tumeur donnée, on développe une interface graphique dans Matlab (figure 4.22). Elle permet d'afficher la tumeur et l'ensemble des points où des procédures sont possibles. En choisissant manuellement l'un de ces points, les orientations possibles ainsi que les longueurs de procédures associées aux orientations s'affichent dans une autre fenêtre. Finalement l'utilisateur peut visualiser la procédure en choisissant son point de base, sa direction (exprimée par le point extrême du vecteur orientation), sa longueur et son rayon. La longueur et le rayon sont limités par le système, selon le point et la direction. Si l'utilisateur est satisfait de son choix il peut valider la procédure et la faire afficher dans la fenêtre générale.

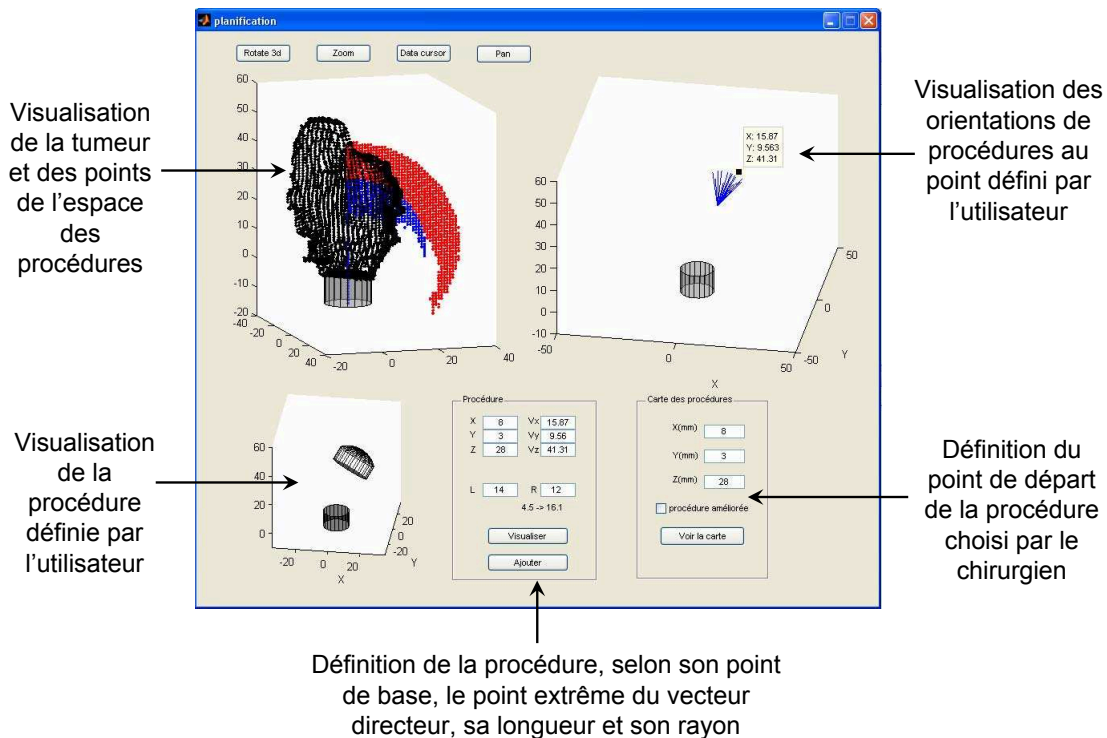


FIGURE 4.22 – Capture écran de l'interface utilisateur de choix des procédures développée sous Matlab.

#### 4.4.2 Exemple de résection d'une tumeur réelle

Pour tester la validité de la méthode de planification de trajectoire présentée, on l'utilise pour la résection d'une tumeur réelle, montrée en figure 4.23. Cette tumeur est issue d'un contournage manuel réalisé par un neurochirurgien à partir d'images IRM d'un patient du CHU de Clermont-Ferrand. Le contournage a été réalisé sur chaque image IRM décrivant une section du cerveau. La tumeur nous a été transmise sous forme d'un nuage de points.

On choisit arbitrairement un point d'entrée, et la direction d'entrée est alors entièrement définie comme normale à la surface en ce point. Le rayon et la longueur de la procédure d'entrée sont choisis à leur valeur maximale de telle sorte que la procédure soit incluse dans la tumeur. Les procédures suivantes sont ensuite choisies à l'aide de l'interface graphique présentée ci-dessus.

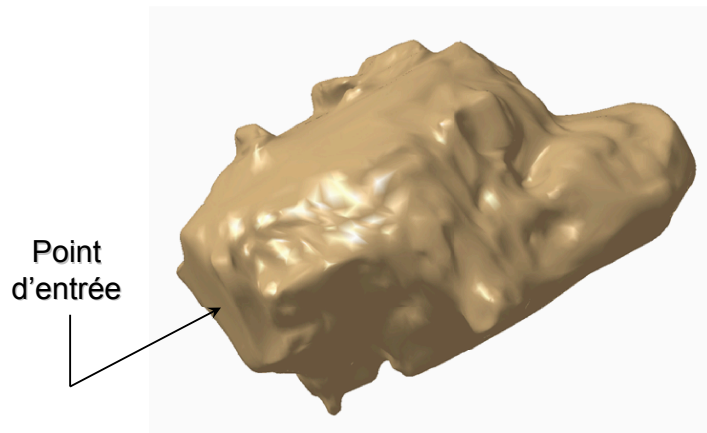


FIGURE 4.23 – Exemple de tumeur réelle choisie pour l'application de la méthode de résection.

En effectuant une vingtaine de procédures (la liste est présentée en annexe), on arrive à une résection d'environ 60% du volume initial de la tumeur (voir figure 4.24). En effet, les procédures permettent de réséquer une grosse partie du volume mais ne s'adaptent pas parfaitement aux frontières très irrégulières de la tumeur, laissant ainsi toute une « peau » de tissu tumoral d'épaisseur non négligeable sur le pourtour de la tumeur.

Cependant, l'objectif de la résection robotique n'est pas de supprimer la totalité de la tumeur, d'une part parce que la précision nécessaire pour ce faire ne peut être atteinte (à cause des images IRM, des déplacements du cerveau sain et de la tumeur, les risques de toucher le cerveau sain sont trop élevés), d'autre part parce que la chimiothérapie est particulièrement efficace dans le cas où l'épaisseur du tissu tumoral est plus faible, et sera utilisée en complément de l'opération chirurgicale.

### 4.5 Synthèse

Dans ce chapitre, on a défini une méthode de planification de mouvements interactive, qui gère la redondance du robot et tient compte de l'accessibilité de l'outil lors de la résection. Dans ce but des procédures génériques ont été définies, dont la position, l'orientation,



FIGURE 4.24 – Volume réséqué par l'ensemble des procédures, vu en transparence au sein de la tumeur.

et la taille sont choisies de manière interactive par le chirurgien, en fonction de la tumeur à réséquer. Ces procédures ont été optimisées de telle sorte qu'une plus grande zone de tumeur puisse être réséquée par cette méthode. L'espace des procédures a ensuite été défini et calculé pour limiter le choix du chirurgien aux procédures effectivement réalisables, compte tenu de l'architecture et des limites articulaires du robot. Enfin, on a développé une interface graphique permettant le choix interactif des procédures de résection.

Grâce à cette planification de résection, la majeure partie du volume d'une tumeur peut être réséquée par le robot. Cependant, il reste des zones inaccessibles, et l'accessibilité de l'outil entre deux procédures (volumes réséqués jointifs ou non) est laissée pour le moment à l'appréciation du chirurgien. De plus l'interface graphique pourrait être développée au sein d'un environnement 3D, de manière à être plus pratique et plus intuitive pour faciliter le choix du neurochirurgien. D'autres procédures plus adaptables pourraient être définies (à rayon variable, par exemple). Enfin, on pourrait également compléter la méthode de résection par procédures par une stratégie de résection par offset de la peau de tumeur restante (c'est-à-dire générer des surfaces parallèles à la surface de la peau à réséquer, et parcourir ces surfaces par des contours projetés).

## Chapitre 5

# Réalisation d'un démonstrateur et expérimentations

Ce dernier chapitre décrit la conception et la fabrication du premier démonstrateur de robot de résection. Un test de résection sur une matière simulant une tumeur est réalisé pour valider le choix de l'outil de résection, et les résultats sont utilisés pour dimensionner les actionneurs du démonstrateur. La mise en oeuvre du démonstrateur et les choix effectués à ce stade, notamment au niveau de la redondance d'actionnement ou du couplage entre modules, sont explicités. Des mesures de pose par vision sont réalisées pour vérifier l'adéquation entre le modèle et le comportement réel du robot. Enfin, une analyse critique du modèle équivalent et des hypothèses initiales est effectuée, permettant la suggestion de quelques pistes de travail pour le futur.

### 5.1 Test de l'outil de résection

Les objectifs de ce test sont d'abord de valider l'outil de résection (anse circulaire) qui pourrait être utilisé et de déterminer ses conditions d'utilisation (vitesse de rotation, vitesse d'avance). On souhaite également par cette expérimentation mesurer les efforts de coupe mis en jeu afin de dimensionner le robot pour sa fabrication.

#### 5.1.1 Protocole expérimental

Ce test concerne la résection de blanc d'oeuf cuit, c'est le matériau qui actuellement se rapproche le plus de la consistance du cerveau et de quelques tumeurs (le jaune d'oeuf cuit se rapproche également de certains types de tumeurs). Il est utilisé pour l'apprentissage des neurochirurgiens. La mesure des efforts est effectuée grâce à une plate-forme de Kistler qui permet de mesurer les efforts dans les trois directions de l'espace. La rotation et la trajectoire de l'outil sont assurées par une machine d'usinage 5 axes (KX15). Le blanc d'oeuf (de 10 oeufs) est disposé dans un bol en aluminium (dans lequel il a auparavant été cuit pendant 1h au bain-marie, à 150°). Ce bol est monté sur la plateforme de Kistler, elle-même montée sur le porte-pièce de la machine. Le montage est détaillé en figures 5.2 et 5.3. Plusieurs outils sont testés (figure 5.1). Ils sont montés tour à tour dans la broche de la machine. Une canule, reliée à une pompe à vide (aimablement prêtée par le



SAMU de Clermont-Ferrand) est positionnée près du bout d'outil pour aspirer les morceaux fragmentés.



FIGURE 5.1 – Outils utilisés, en fil de fer de diamètre 0.8mm

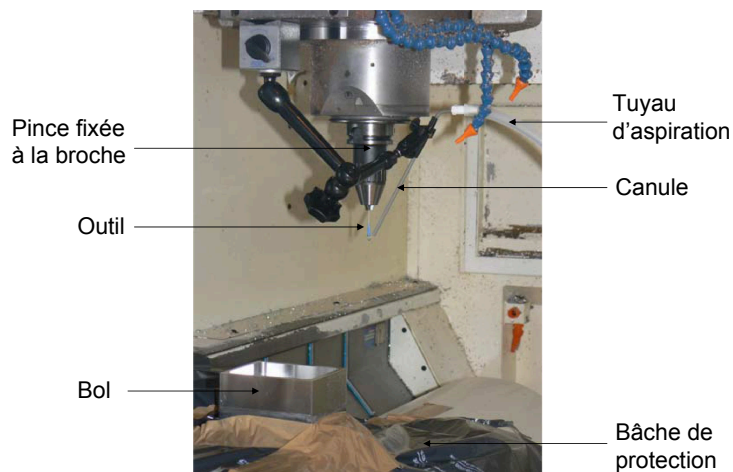


FIGURE 5.2 – Schéma du montage.

Nous avons effectué différents essais à différentes vitesses de rotation de broche (donc d'outil) à 60, 180 et 500 tours/min, et pour différentes vitesses d'avance de l'outil (60, 150 et 250 mm/min). Un essai est constitué d'une approche verticale et entrée dans la matière (de 3mm en profondeur), d'une passe droite de 6cm, puis retrait vertical.

### 5.1.2 Résultats

Par observation pendant l'expérience, la vitesse de 500tr/min semble adaptée pour la rotation d'outil, elle permet une meilleure coupe, mais elle devra être revalidée avec un outil plus fin et plus résistant. De même, par observation la vitesse d'avance jusqu'à 250mm/min convient, une vitesse supérieure ne permet pas une bonne coupe de la matière.

Au niveau de la mesure d'efforts, ils étaient trop faibles pour être détectés par la plateforme : on en déduit que les efforts de coupe sont inférieurs à 0.5N (seuil de détection

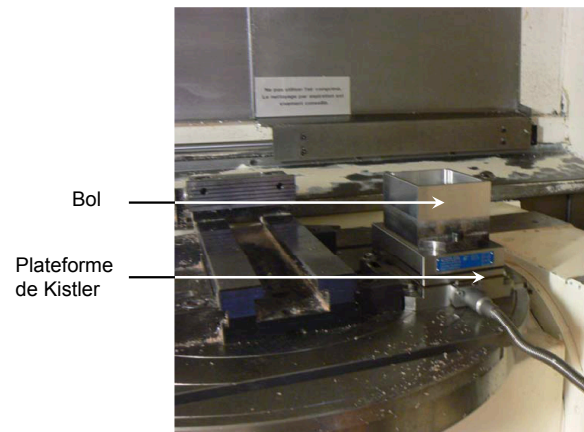


FIGURE 5.3 – Montage de la plate forme de Kistler

de la plateforme), ce qui reste très imprécis au vu du poids du système de résection (poids de l'ordre de 0.06N). Une mesure utilisant des moyens plus précis pourra être utilisée par la suite. Cependant, ces résultats nous permettent d'avoir des premiers ordres de grandeur des vitesses et efforts, nécessaires pour le dimensionnement des actionneurs du robot.

Des tests complémentaires pourront toutefois être réalisés dans le futur sur des gels de consistances différentes, représentant la diversité des tumeurs, afin de valider le choix de l'outil et ses conditions d'utilisation de manière adaptée à tout type de tumeurs.

## 5.2 Choix technologiques et fabrication du robot de résection

### 5.2.1 Conception générale

En raison du nombre important de câbles à actionner (9 au total, pour trois modules de flexion), et pour une meilleure lisibilité de l'actionnement et des moteurs, il a été choisi de disposer les actionneurs dans un même plan, et d'utiliser des pions de renvois pour guider chaque câble (figure 5.4). Une base est fixée sur le bâti perpendiculairement à la direction des câbles et sert de base (fixe pour le moment) au robot de résection. Neuf trous sont percés dans la base, équitablement répartis autour du trou central (laissé pour le passage de l'actionnement de l'outil).

Le démonstrateur ainsi présenté a été réalisé à une échelle qui peut être supérieure à l'échelle finale, mais qui reste dans le même ordre de grandeur, et qui a permis de fabriquer les pièces nécessaires dans un budget raisonnable. Des informations supplémentaires concernant la conception du démonstrateur sont données en annexe.

### 5.2.2 Choix des actionneurs

Pour entraîner les bobines, l'actionnement par moteur électrique nous a paru le plus approprié par sa simplicité de mise en oeuvre. Deux contraintes sont à prendre en compte dans le choix des moteurs électriques, en ce qui concerne notre application : la précision et la puissance.

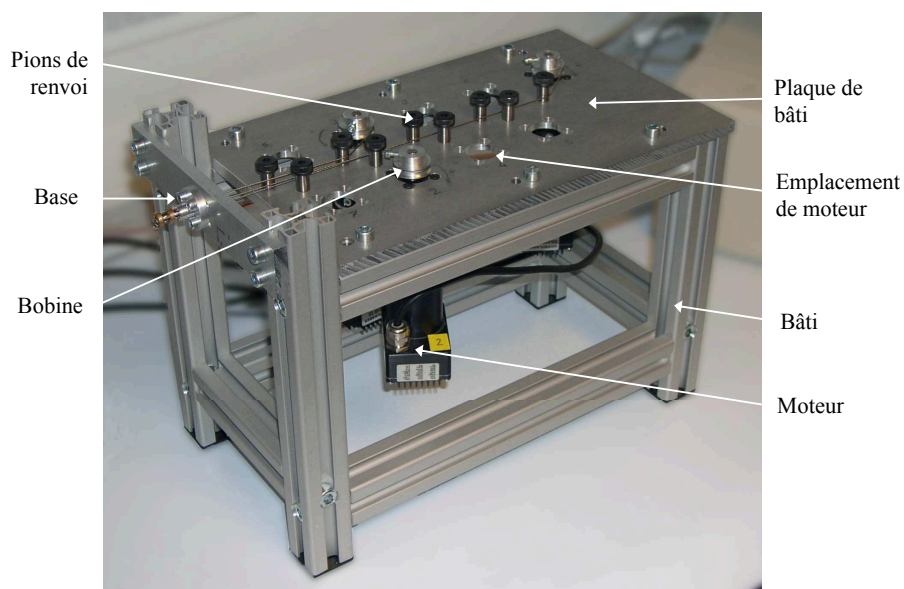


FIGURE 5.4 – Conception générale du robot de résection.

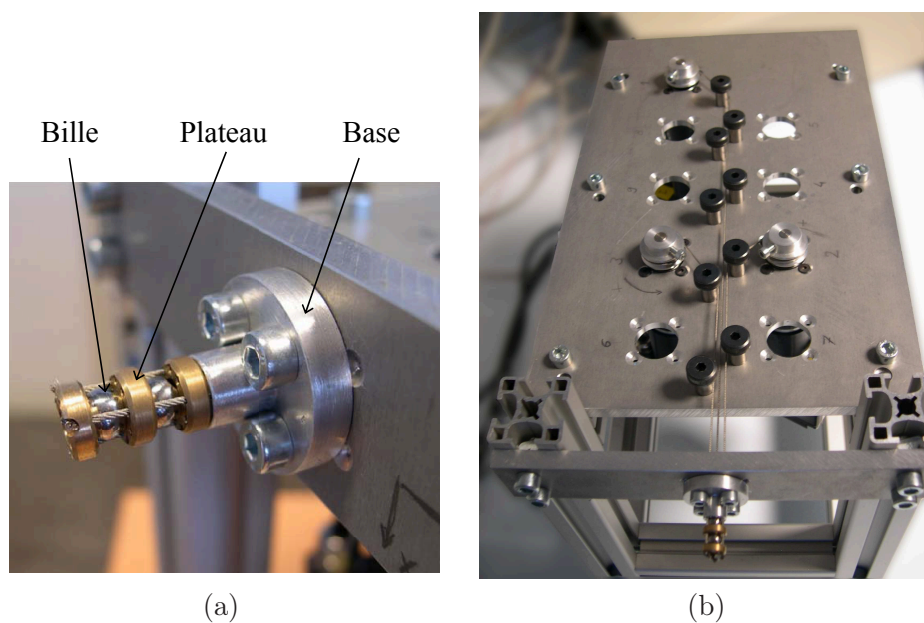


FIGURE 5.5 – Détail de la tête du robot (base et premier module de flexion) (a) et vue du dessus (b).

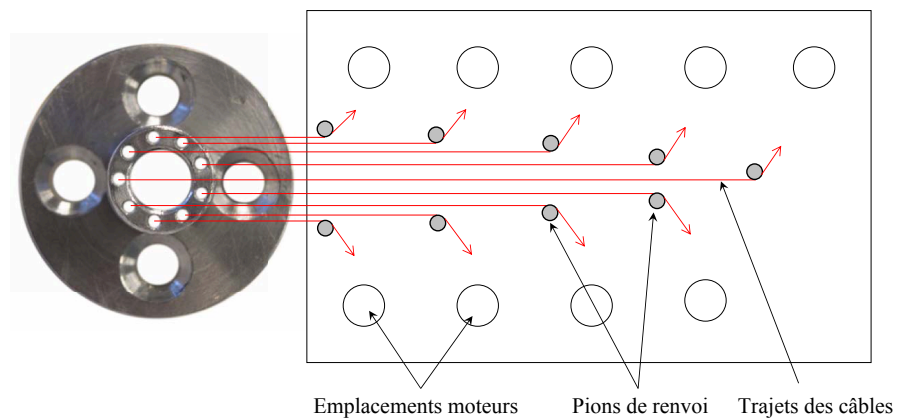


FIGURE 5.6 – Schéma de placement des pions sur la plaque de bâti en concordance avec la position des câbles dans la base. Sur le démonstrateur à échelle réelle, les pions sont légèrement décalés à cause de l'encombrement de leur tête.



FIGURE 5.7 – Plateaux supérieurs à encoches, plateaux médians et inférieurs, et billes percées.

### 5.2.2.1 Précision

La précision souhaitée par les neurochirurgiens en bout de robot de résection est de l'ordre de 1mm. En considérant la pire situation au niveau de la précision, c'est-à-dire les deuxième et troisième modules de flexion droits (paramètres à zéro), on observe quelle variation de longueur de câble change la pose de l'outil de 1mm (figure 5.8).

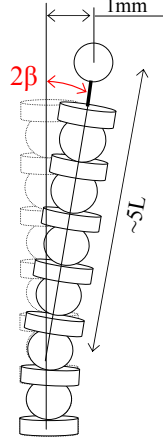


FIGURE 5.8 – Variation d'angle de courbure  $2\beta$  du premier module pour un écart en bout de robot de 1mm. Sur le démonstrateur,  $L$  est égal à 6.5mm.

1mm en bout de robot correspond à une variation angulaire de flexion sur le premier module de :

$$2\beta \approx \frac{1mm}{5L}$$

c'est-à-dire, avec les paramètres géométriques du robot, à une variation angulaire de  $3,08.10^{-2}rad$ . Le modèle géométrique inverse donne, pour cette variation du paramètre  $\beta$  du premier module, une variation de longueur de câble de 0,05mm. Le rayon des bobines étant de 10mm, la précision requise en sortie de moteur (ou réducteur) est de  $5.10^{-3}rad$  soit 16 minutes d'angle.

### 5.2.2.2 Puissance

Pour connaître l'ordre de grandeur des tensions dans les câbles, un premier modèle statique a été établi. Ce modèle, développé en annexe, présente quelques insuffisances (discutées en annexe) mais permet d'obtenir des premiers résultats. Il met en évidence la présence d'une précharge des câbles (qui assure qu'il y ait toujours contact entre les billes et les plateaux), cette précharge pouvant être choisie de manière arbitraire par l'utilisateur. Les efforts mis en jeu sont le poids du robot de résection, donné par le modèle CAO, ainsi que les efforts de coupe au centre outil (mesurés en conditions réalistes, voir section 5.1 page 121).

Cependant, le choix de la précharge étant arbitraire, elle peut être très supérieure aux tensions dues uniquement aux efforts extérieurs. Pour tenir compte des frottements qui peuvent être très importants et que l'on ne peut pas mesurer pour le moment, on choisit

de manière arbitraire une tension maximale dans les câbles (correspondant à une précharge par exemple) qui nous paraît raisonnable de ne pas dépasser, à savoir

$$T_{max} = 10N$$

La bobine ayant un rayon de 10mm, le couple maximal à fournir en sortie de réducteur (ou moteur) est de 0.1Nm.

De plus, pour éviter de trop grandes vitesses à l'intérieur du cerveau, il nous paraît approprié de choisir une vitesse maximale de translation des câbles d'environ 50cm/s, ce qui donne 50tr/min en sortie de réducteur.

Ces deux contraintes de précision et de puissance nous permettent de choisir des actionneurs appropriés.

### 5.2.3 Interface de commande du système

L'interface de commande, sur ordinateur, est fournie par le constructeur des moteurs (Faulhaber). Il s'agit d'un logiciel (Motion Manager) permettant de piloter chacun des moteurs indépendamment ou en même temps par port série, grâce à leur adresse d'affectation. Des scripts en Visual Basic sont exécutables au sein du logiciel pour piloter les moteurs de manière coordonnée. Les retours d'information concernant la vitesse, la position, le courant ou l'état des moteurs sont possibles à tout instant. Un asservissement est déjà réalisé dans les contrôleurs. On peut ainsi les commander en position, en vitesse ou créer des lois de commande complexes.

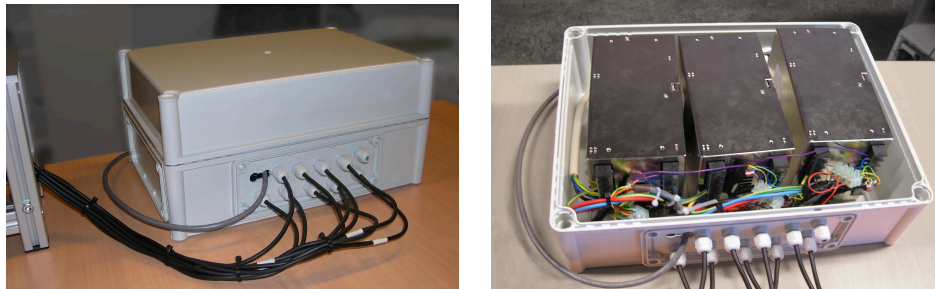


FIGURE 5.9 – Boîtier électrique de commande du robot de résection, regroupant les trois alimentations et les neuf dérivations du port série du PC de commande.

## 5.3 Mise en oeuvre du robot de résection

### 5.3.1 Gestion de la redondance d'actionnement

Si on estime que chaque module de flexion possède deux degrés de liberté, mais est actionné par trois câbles, pour chaque module il existe un actionneur de plus que le nombre de degrés de liberté. Il y a donc redondance d'actionnement.

Une première solution est de ne piloter activement (en vitesse ou en position) que deux actionneurs, le troisième actionneur étant utilisé pour exercer un effort résistant



(s'assurer que les câbles restent tendus). Une limitation de courant (et donc de couple moteur) associée à une commande de position permet d'utiliser le moteur de manière passive. Cependant, la mise en place de cette solution pour le pilotage d'un module s'est heurtée à des difficultés. En effet, le couple résistant dû au réducteur à faible jeu (de rapport de réduction 41,6) est trop important et nécessite de trop grandes tensions dans les câbles, risquant par là d'endommager le réducteur lui-même (effort radial dû aux tensions sur l'arbre de sortie trop élevé).

Une autre solution consiste à piloter activement les trois actionneurs, en vitesse ou en position, de manière coordonnée grâce au modèle géométrique du robot. On peut supposer que les erreurs de position de chaque actionneur seront compensées par l'élasticité des câbles et le jeu dans les réducteurs.

La mise en place de cette solution pour le pilotage des moteurs montre qu'effectivement pour une pose donnée du robot, tous les moteurs atteignent leur position de consigne (donnée par le modèle géométrique inverse du robot) en un mouvement simultané. La pose du robot doit cependant être vérifiée, pour valider le modèle géométrique.

### 5.3.2 Gestion du couplage entre modules

Lorsque plusieurs modules sont assemblés, la flexion des premiers modules (proximaux) entraîne la variation des longueurs de câbles des modules suivants (distaux). Pour conserver un angle de flexion donné aux modules distaux pendant le mouvement du premier module, il faut compenser l'action du premier module sur la variation des longueurs de câbles des modules distaux. Les longueurs de câbles des modules distaux doivent tenir compte de cette variation et tous les moteurs doivent être actionnés en même temps, même si seul le premier module est en mouvement. Les commandes en position des moteurs sont déduites des longueurs de câbles calculées par le modèle géométrique inverse (section 3.3.1). Grâce au pilotage synchronisé de tous les modules, on parvient à maîtriser le couplage entre modules, même si la pose obtenue doit toutefois être vérifiée (figure 5.10).

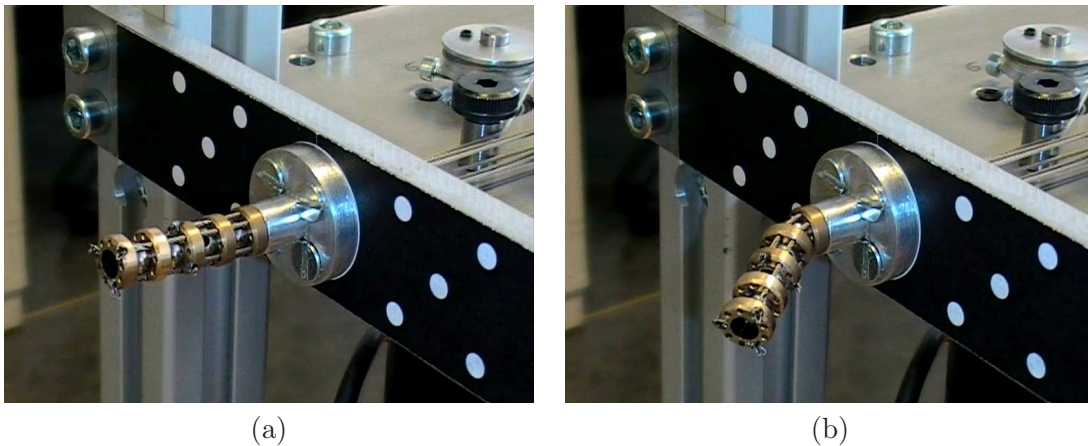


FIGURE 5.10 – Assemblage de deux modules, en position neutre (a) et flexion du module proximal uniquement (b). Le module distal reste à zéro grâce à la synchronisation de la commande.

## 5.4 Validation du modèle géométrique

L'objectif de cette section est de comparer la pose effectivement obtenue par le robot à la pose théorique donnée par le modèle géométrique. On s'intéresse en particulier à la position de l'effecteur, et par conséquent on cherchera dans un premier temps à comparer les positions seulement. Plusieurs méthodes de mesure peuvent être employées à cette fin :

- Mesure de la position par contact (palpation) : cette méthode utilise un palpeur que l'on vient mettre en contact avec la pièce (l'effecteur par exemple), la machine donnant alors les coordonnées du palpeur. L'inconvénient de cette méthode est principalement dû au contact : en effet, pour effectuer la mesure le palpeur doit exercer un effort minimal sur la pièce (qui peut aller jusqu'à 10N), et par suite déformer le robot. Cette méthode a une incidence directe sur la pose du robot et peut la modifier ; pour cette raison la mesure par contact n'est pas retenue.
- Mesure sans contact par traqueur laser : un réflecteur sphérique est fixé sur la pièce à suivre (dont on cherche la position), le laser tracker suit son mouvement et calcule sa position 3D. L'avantage de cette méthode est qu'il n'y a pas de contact pour la mesure. Cependant, le support (magnétique) du réflecteur doit être fixé sur la pièce (dans notre cas, il s'agit de l'effecteur, ou d'un plateau par exemple) mais a un certain poids qui peut également déformer le robot.
- Mesure sans contact par vision : un système à deux caméras repère et calcule la position d'un contour en 3D par rapport à une mire immobile. Cette méthode ne nécessite aucun contact ni fixation supplémentaire d'appareillage sur le robot, et n'influe pas sur la mesure. Cependant, la pièce à mesurer doit avoir un contour ou une arête repérable par vision (un cercle par exemple) et une mire doit être fixée sur le repère de référence (base du robot par exemple).

Pour ne pas influencer la mesure, on choisit la méthode par vision. Le protocole expérimental, mis au point dans le cadre de la collaboration avec le LASMEA et réalisé avec l'aimable et importante participation du Docteur Omar Ait-Aider, est détaillé ci-après.

### 5.4.1 Protocole expérimental

Le système de mesure par vision utilise deux caméras observant les mêmes objets. Une fois les caméras installées, une phase de calibrage permet de connaître les positions relatives des caméras et de prendre en compte tous les défauts de l'image (distorsion, défauts des objectifs). À partir des images des deux caméras et des données de calibrage, un programme peut alors calculer les coordonnées 3D d'un point vu par les deux caméras, dans un repère lié à ces dernières. Si on souhaite obtenir les coordonnées dans un autre repère (lié à la base du robot par exemple) des marqueurs doivent être placés dans le champ des deux caméras pour définir ce repère. La difficulté réside dans l'identification ou le choix de ces points.

Afin de définir le repère lié à la base du robot, on colle une mire constituée de 10 pastilles (les marqueurs) sur la base du robot. Les centres des pastilles peuvent être facilement identifiés pour être utilisés par le système pour définir le repère lié à la base du robot. Les positions exactes de ces points par rapport au repère de référence du robot sont mesurées par une machine à mesurer multi-capteurs (figure 5.11).

On souhaite mesurer, pour la validation du modèle géométrique, la position de l'effec-





FIGURE 5.11 – *Mesure par vision de la position des pastilles de la mire de référence.*

teur par rapport au repère de référence lié au robot. Dans notre cas, la pièce terminale (que ce soit pour un ou plusieurs modules) est un plateau comme décrit en figure 5.7. Une idée pour le repérage de la position de cette pièce (son orientation n'est pas recherchée ici) est d'identifier sur les images le centre de l'arête du trou central du plateau (il s'agit d'un cercle). Pour s'affranchir du problème des reflets dus à l'éclairage de pièces métalliques on noircit au feutre l'intérieur du trou central du plateau et on insère dans ce trou un disque miniature en plastique noir pour cacher les reflets de la bille.

Le calibrage des caméras est effectué au moyen d'une mire quadrillée. Pour mesurer la position du plateau terminal, les marqueurs (centres des pastilles et centre du plateau détectés automatiquement) sont identifiés sur les deux images. La position 3D du centre du plateau est alors calculée dans le repère défini par les centres des pastilles. Le schéma du dispositif est donné en figure 5.12. Un exemple d'images vues par les caméras est donné en figure 5.13.

La précision intrinsèque du moyen de mesure par vision est donnée par :

- la précision de mesure de la position des pastilles,
- la précision de mesure du centre de la base,
- la précision de mesure du repère de référence lié à la base (la position du trou du câble 1 par rapport au centre de la base donne l'axe  $Y$ ),
- la précision de mesure du centre du plateau.

Les positions de points mesurées par machine multicauteurs (par vision) sont connues avec une précision d'environ 0.1mm. De plus, le trou du plateau terminal n'étant pas très circulaire et la zone noire en son intérieur n'étant pas homogène (plusieurs types de surfaces, l'une peinte sur métal, l'autre en plastique), on estime la précision du système de mesure par vision à 0.5mm. Pour estimer la précision de manière plus précise, on pourra dans le futur fixer le plateau terminal à la base et étalonner le système par un autre moyen de mesure (par palpation par exemple).

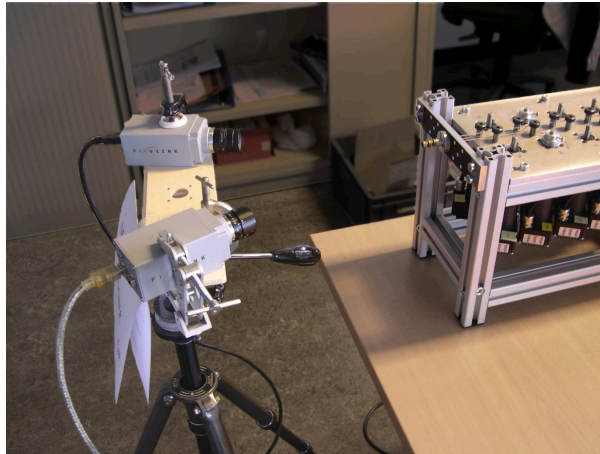


FIGURE 5.12 – Dispositif de mesure par vision, constitué des deux caméras, et de la mire collée sur la base du robot.

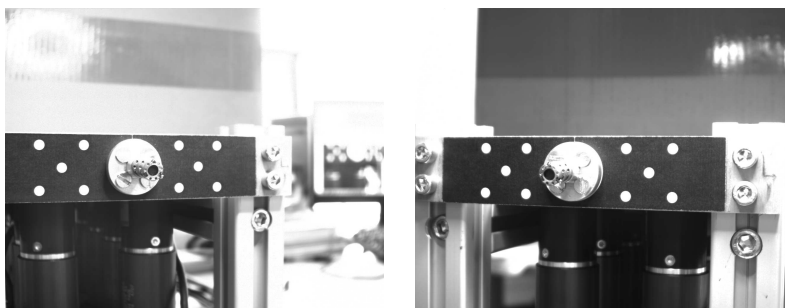


FIGURE 5.13 – Exemple d'images vues par les caméras droite et gauche.

### 5.4.2 Test d'un module

Pour valider le modèle géométrique d'un module, on mesure la position du centre du plateau terminal le long d'une trajectoire. Deux trajectoires sont choisies pour représenter le comportement d'un module : une flexion maximale dans un plan choisi arbitrairement, et une portion de cercle à angle de flexion constant (figure 5.14).

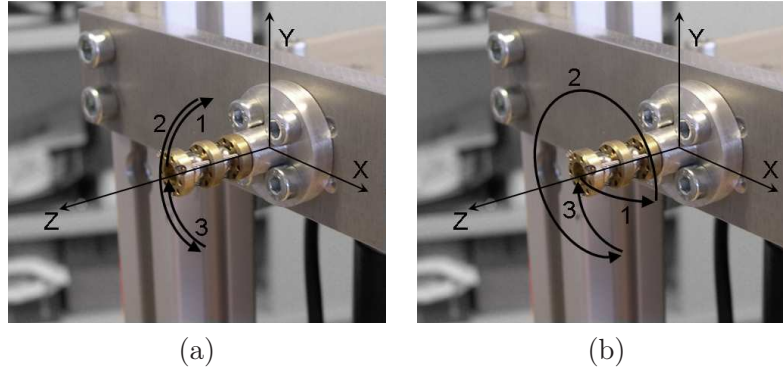


FIGURE 5.14 – Schéma des trajectoires utilisées pour le test du module : flexion maximale dans un plan (a) et arc de cercle à angle de flexion constant (b).

Les positions sont mesurées à intervalles réguliers le long des trajectoires. Les positions théoriques sont données par le modèle géométrique direct et utilisent les paramètres géométriques réels du robot (les pièces ont été mesurées sur machine par vision). Les résultats sont présentés en figures 5.15 et 5.16.

On observe une certaine concordance entre la trajectoire théorique et la trajectoire mesurée, et ce suivant les directions  $\mathbf{X}$  et  $\mathbf{Y}$ . En effet, les allures des courbes sont sensiblement les mêmes, elles diffèrent par leur amplitude. La direction de flexion est similaire pour le modèle et les mesures, mais l'amplitude de flexion est plus faible pour la trajectoire mesurée que la trajectoire théorique.

Ce phénomène peut s'expliquer par l'influence de l'élasticité des câbles. Les câbles choisis pour le démonstrateur sont particulièrement flexibles, mais aussi très élastiques. Dans le cas où la raideur du câble est assimilée à celle de l'inox, soit  $210\text{GPa}$  (en réalité la raideur du câble sera bien inférieure), un câble peut s'allonger de  $0.26\text{mm}$  entre la bobine et le module qu'il actionne (sous une tension maximale de  $80\text{N}$ ), ce qui crée une erreur d'amplitude de flexion au niveau de l'orientation du plateau terminal d'environ  $10^\circ$ . A ce stade ni les tensions dans les câbles ni la raideur du câble ne sont prises en compte dans le modèle. Il pourra être pertinent par la suite de s'intéresser à cette question et d'améliorer le modèle dans ce sens.

La différence d'amplitude est beaucoup plus importante pour la direction  $\mathbf{Z}$ , et cette différence peut s'expliquer par le positionnement des caméras. En effet, les axes des deux caméras sont quasiment colinéaires à l'axe  $\mathbf{Z}$  du robot et la mesure suivant cette direction perd en précision.

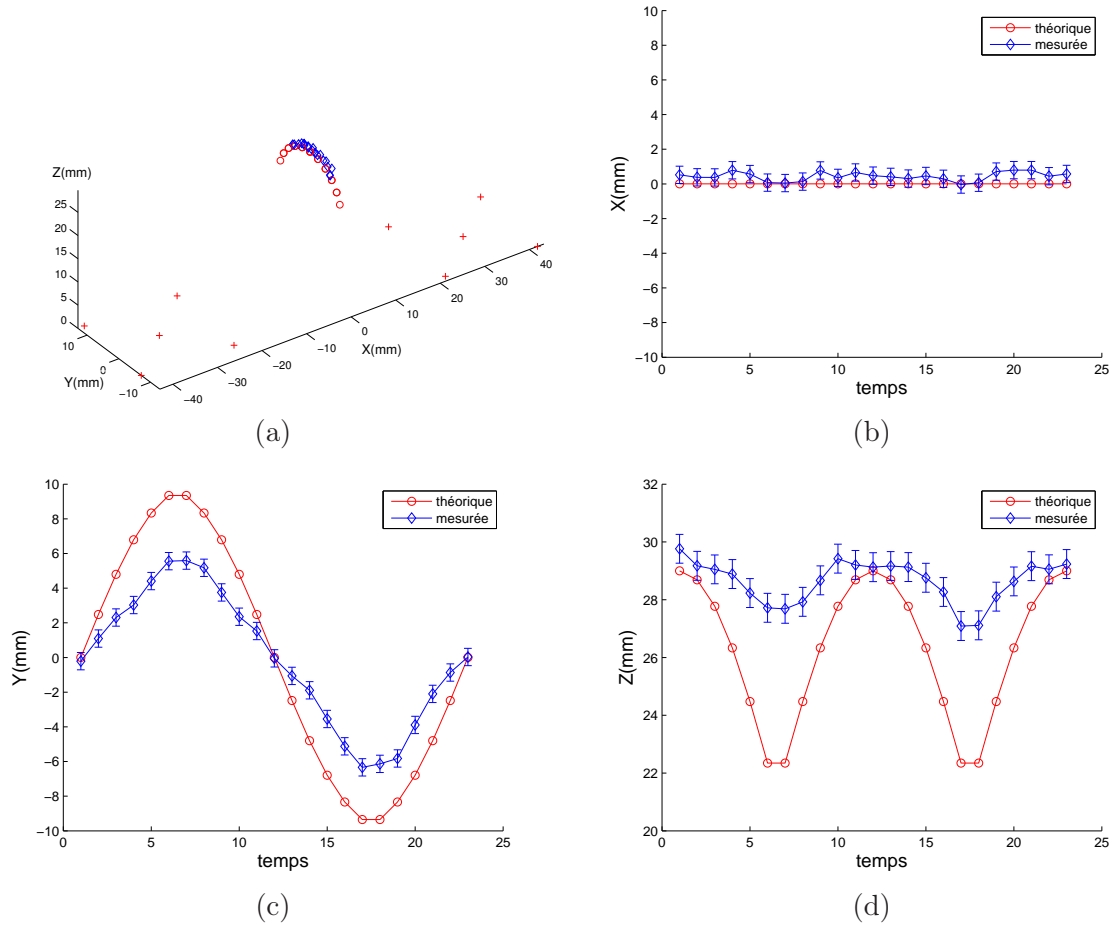


FIGURE 5.15 – Représentation de la trajectoire de flexion dans un plan théorique et mesurée dans l'espace (a) et en projection sur les axes  $X$ ,  $Y$  et  $Z$  respectivement (b), (c) et (d). Le plan de flexion est bien respecté même si l'amplitude réelle est inférieure.

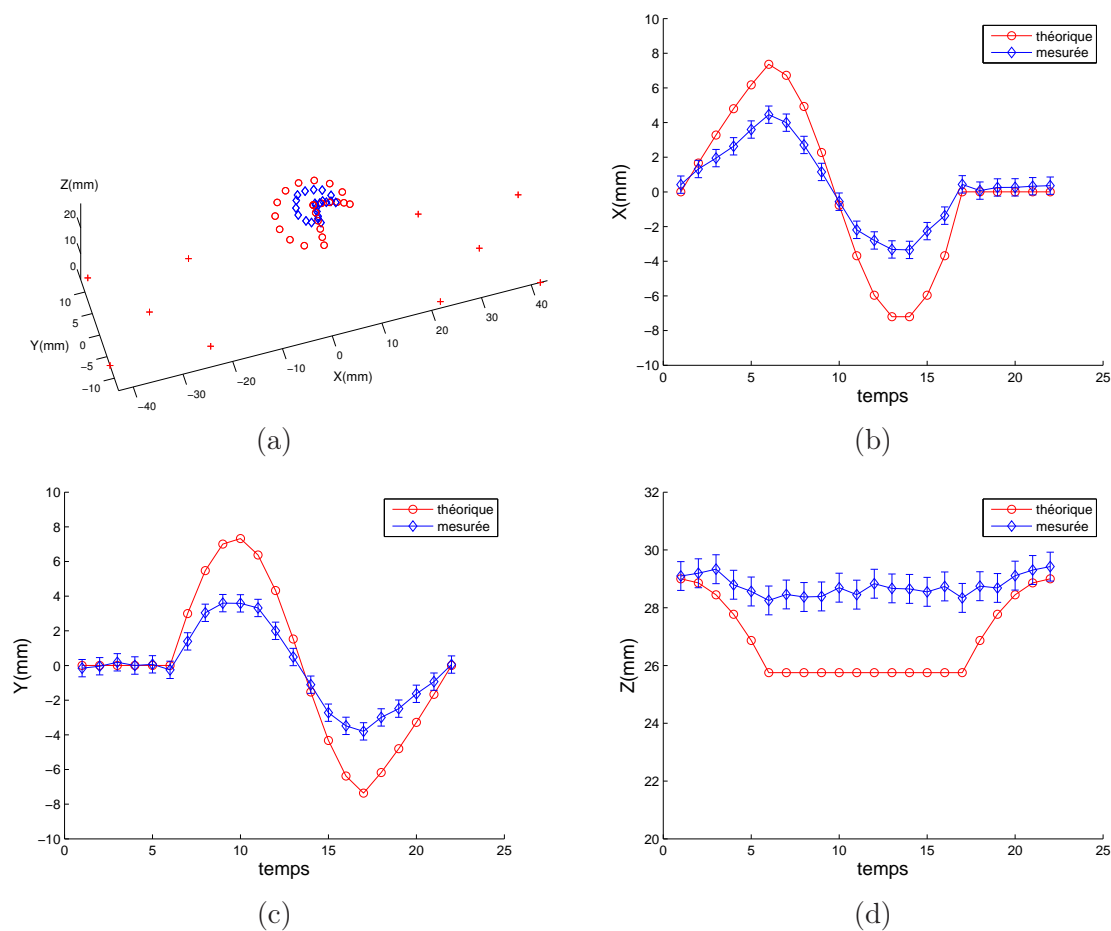


FIGURE 5.16 – Représentation de la trajectoire en portion de cercle théorique et mesurée dans l'espace (a) et en projection sur les axes  $X$ ,  $Y$  et  $Z$  respectivement (b), (c) et (d). L'allure de la trajectoire est bien respectée même si l'amplitude réelle est inférieure.

## 5.5 Analyse critique de l'hypothèse de symétrie des plateaux

### 5.5.1 Comportement en position neutre

En position neutre d'un module (angle de flexion nul), les trois câbles ont théoriquement la même longueur (si un seul module est monté), et les trois plateaux sont parallèles. Cependant, il arrive qu'on observe des décalages lorsqu'on sollicite le plateau supérieur par des efforts latéraux. Il peut prendre alors une position différente de la position neutre, tout en conservant une orientation similaire (figure 5.17). L'hypothèse de symétrie des plateaux faite lors de la modélisation géométrique est alors mise en défaut.

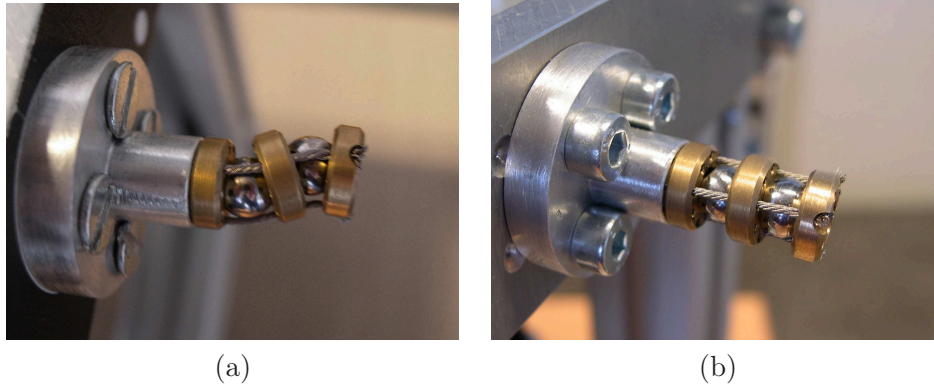


FIGURE 5.17 – Décalage du plateau intermédiaire du module en position neutre (a) par rapport à la position idéale (b).

Ce décalage est possible car le système est sous-actionné et le plateau intermédiaire n'est pas piloté, il possède des degrés de liberté non contrôlés. En position idéale les centres de rotules sont alignés avec les centres des plateaux. Si le plateau intermédiaire se place dans une autre position, les centres des rotules se décalent (figure 5.18), mais la longueur identique des trois câbles permettent de conserver l'orientation du plateau supérieur. Une légère différence de ces longueurs peut être introduite compte tenu de la non-linéarité des longueurs de câbles selon qu'il y ait contact des câbles ou non avec la bille, mais elle peut être compensée par l'élasticité des câbles.

De plus, la longueur des câbles dans la configuration décalée est égale à la somme des longueurs dues aux deux demis-modules (figure 5.18). En supposant que le plateau supérieur est resté parallèle au plateau inférieur, et en utilisant les formules 3.20 et 3.17 données page 77, on obtient pour un module, pour les paramètres géométriques du démonstrateur et pour un décalage d'angle  $\theta = \pi/8$  dans le plan du câble 1, les longueurs présentées en table 5.1.

Configuration	$L_1(\text{mm})$	$L_2(\text{mm})$	$L_3(\text{mm})$
idéale	16	16	16
décalée	15.94	15.88	15.88

TABLE 5.1 – Comparaison des longueurs des trois câbles d'un module en configuration idéale et décalée.

Les longueurs de câbles en configuration décalée sont inférieures aux longueurs initiales :

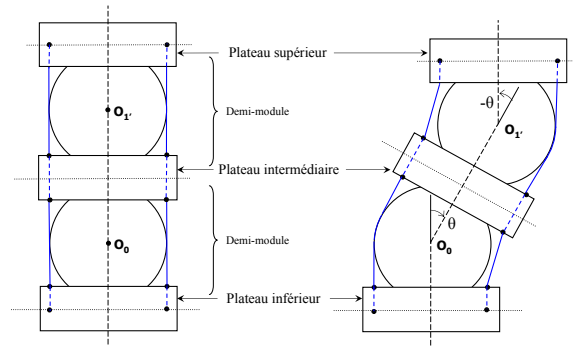


FIGURE 5.18 – Schéma d'un module en position idéale et en position décalée. En position décalée, les deux demi-modules ont une flexion opposée.

à cause de la non-linéarité de l'évolution des longueurs de câbles en fonction de l'angle de flexion du module, l'allongement d'un câble en contact avec la bille sur un demi-module ne suffit pas à compenser son raccourcissement sur l'autre demi-module. Le passage à la configuration décalée représente alors une détente des câbles. Ainsi, seuls les frottements permettent de maintenir le module en configuration idéale si des efforts extérieurs latéraux s'y appliquent. De plus, si le module est décalé pendant un mouvement ou de manière accidentelle, il ne pourra pas revenir à la position idéale car il faudrait alors fournir un effort supplémentaire pour tendre les câbles et contrer ces mêmes frottements.

Les observations précédentes ont été faites alors que les câbles étaient sous tension mais leur actionneur était piloté en position : la tension dans les câbles n'était alors pas connue. Lorsque la tension des câbles est plus faible, la raideur en flexion de ces derniers semble moins négligeable par rapport aux frottements et tend à positionner le module en position idéale de manière naturelle. Lorsque les câbles sont sous tension, les frottements entre la bille et les plateaux compensent largement la raideur en flexion des câbles.

### 5.5.2 Comportement hors position neutre

Lors d'une flexion d'un module, il peut arriver que l'un des deux demi-modules ne soit pas (ou peu) actionné, auquel cas on aboutit à une asymétrie des deux plateaux extrêmes par rapport au plateau intermédiaire (figure 5.19).

Bien que l'orientation de l'effecteur soit conservée, dans un cas d'asymétrie sa position est différente de la position de consigne et il n'est pas possible de la corriger puisque le plateau intermédiaire n'est pas contrôlé.

Cette mise en défaut de l'hypothèse de symétrie des plateaux peut apparaître pour différentes vitesses de mouvement et différentes poses. Les deux cas d'asymétrie sont concernées (premier ou deuxième demi-module fléchissant), sans qu'un paramètre déterminant puisse *a priori* être identifié. Ce phénomène est possible et dû également au sous-actionnement du système. Il peut être provoqué par une différence de frottements entre câbles et plateaux, un pincement ou arc-boutement d'un câble dans le plateau intermédiaire, ou encore un frottement important et inégal entre les billes et plateaux, qui peut être dû à l'état de surface défectueux des billes (l'ajout de lubrifiant montre d'ailleurs que ce phénomène est moins important si les frottements sont plus faibles).



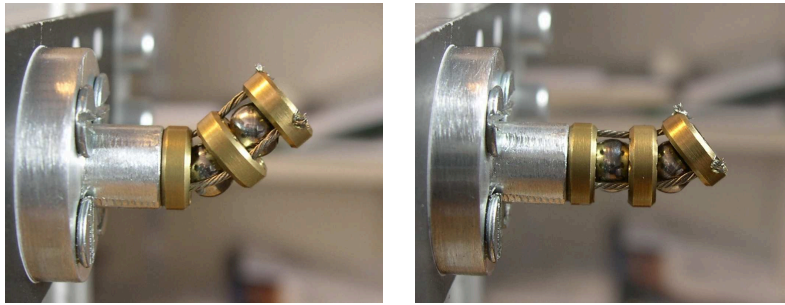


FIGURE 5.19 – Exemples de configurations où seul l'un des deux demi-modules fléchit.

De plus, les moteurs étant pilotés en position, la tension des câbles n'est pas contrôlée et peut induire des frottements élevés entre billes et plateaux. On observe d'ailleurs que ce phénomène apparaît peu ou pas lorsque la tension de tous les câbles est faible (quand les modules sont actionnés manuellement par exemple), la raideur naturelle des câbles en flexion qui tend naturellement à positionner le plateau intermédiaire de façon symétrique étant plus importante par rapport aux frottements billes-plateaux. Un contrôle de la tension des câbles, et/ou un pilotage en effort pourrait peut-être diminuer voire supprimer le phénomène.

### 5.5.3 Propositions d'amélioration du démonstrateur

Bien que la modélisation géométrique du robot permette de représenter correctement son comportement (à quelques erreurs près dues à l'élasticité des câbles), cette modélisation n'est valable que lorsque les centres de rotules ne sont pas décalés (configuration idéale) et lorsque les plateaux extrémaux sont symétriques par rapport au plateau intermédiaire, c'est-à-dire si les relations de dépendance 3.12 (page 74) sont bien vérifiées. En l'état actuel des choses (pilotage et architecture), les phénomènes non désirés se rencontrent *a priori* dans la majorité des cas. La solution pluri-modulaire étudiée sous-actionnée et pilotée seulement en position ne semble pas applicable telle quelle à la résection de tumeurs. Quelques pistes d'améliorations ont été explorées et mènent pour certaines à des résultats positifs :

- Comme expliqué précédemment (section 5.5.2), la raideur naturelle des câbles en flexion tend naturellement à positionner le plateau intermédiaire de façon symétrique, lorsque les frottements billes-plateaux sont faibles. Un contrôle de la tension des câbles, et/ou un pilotage en effort, permettant indirectement de contrôler les frottements peut être envisagé. Cependant, un test mesurant l'intensité de courant (et donc le couple) dans les moteurs actionnant les câbles n'a pas permis d'observer de particularités distinguant un comportement idéal d'un comportement non symétrique (comme une tension devenant très importante par rapport aux autres), ni de distinguer ces deux comportements des mêmes mesures effectuées à vide, c'est-à-dire lorsque les moteurs ne sont pas connectés aux câbles, et qu'ils n'entraînent que leur réducteur. Les tensions des câbles étaient négligeables par rapport à l'inertie et aux frottements dans les réducteurs. Cette solution n'a pas permis à ce stade de valider le concept, mais le pilotage en effort des câbles pourra toutefois être effectué par



l'installation de capteurs au niveau des câbles.

- L'utilisation de demi-modules à la place des modules entiers résout le problème (il n'y a plus d'indétermination), mais l'amplitude de flexion est alors réduite de moitié pour le même nombre de degrés de liberté. Pour obtenir la même dextérité, un nombre double de demis-modules serait nécessaire (soit six), mais le nombre important de câbles (dix-huit) empêcherait toute réalisation physique du démonstrateur (le nombre de trous dans les plateaux serait trop important par rapport à sa taille). La dextérité obtenue par le nombre maximal de modules réalisables (à savoir trois ou quatre) ne sera peut-être pas suffisante pour la tâche de résection de tumeurs.
- Une autre idée pour s'assurer que les plateaux restent bien symétriques serait d'insérer des ressorts autour des câbles ou des billes entre chaque plateau (figure 5.20).

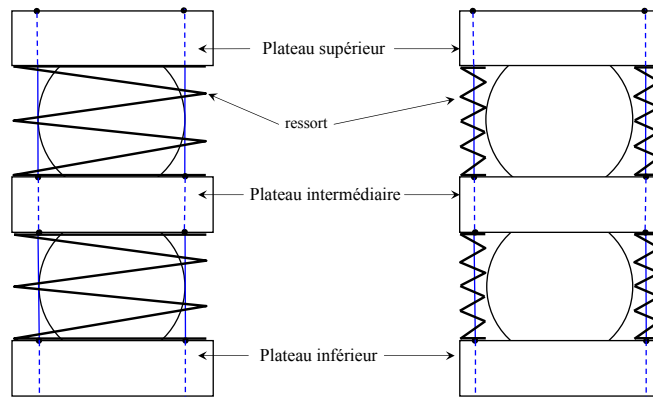


FIGURE 5.20 – Schéma de deux solutions alternatives utilisant des ressorts, autour de l'ensemble bille et câbles (à gauche) et autour des câbles (à droite).

L'avantage de ces solutions est que les ressorts pourraient lever l'indétermination du plateau intermédiaire. Pour la solution utilisant un ressort autour de l'ensemble bille et câbles, l'avantage indéniable est que le ressort ajouterait de la raideur en torsion au système.

Par ailleurs, une autre solution reprenant ce principe consiste à relier les trois plateaux par des liens élastiques, de telle sorte que le plateau intermédiaire soit maintenu en position symétrique par ces élastiques (figure 5.21). A la différence de la solution utilisant des ressorts, l'action des élastiques est unilatérale : ils exercent un effort en traction uniquement.

La mise en place de ces deux solutions combinées (ressorts en compression uniquement et élastiques) permet d'agir sur le plateau intermédiaire de manière bilatérale, et permet d'améliorer le comportement du module de manière significative (figure 5.22).

On pourra par la suite tester différentes raideurs de ressorts, et positionner le ressort plutôt autour de l'ensemble billes et câbles pour minimiser les frottements. Cette solution, à condition de trouver la raideur adaptée, apparaît ainsi comme une amélioration pertinente du démonstrateur.

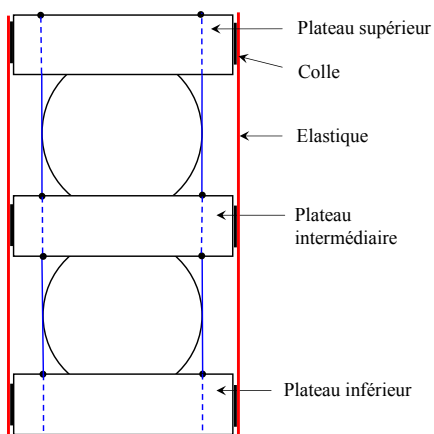
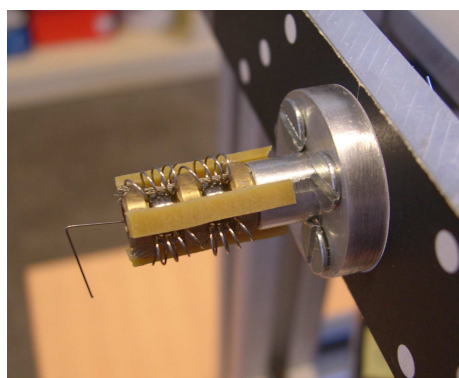
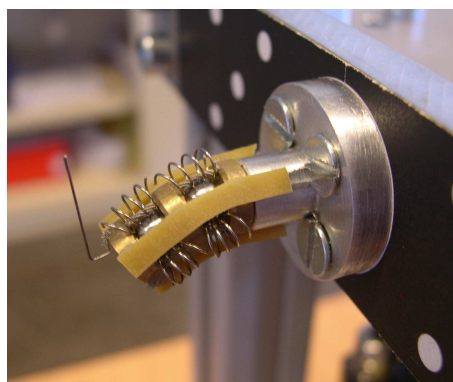


FIGURE 5.21 – Schéma d'une solution alternative utilisant des élastiques, autour de l'ensemble bille et câbles, fixés sur chaque plateau.



(a)



(b)

FIGURE 5.22 – Amélioration du démonstrateur par l'ajout de ressorts et élastiques, en position neutre (a) et en flexion (b).

- Enfin, une dernière piste consiste à mettre des ressorts ou des élastiques sur le premier demi-module uniquement de chaque module. La flexion du module est alors constituée de deux phases. La première correspond à la flexion du demi-module distal, les ressorts installés sur le premier demi-module empêchent celui-ci de se courber lors de cette phase (figure 5.23). Lorsque le plateau supérieur entre en contact avec le plateau intermédiaire (butée mécanique) le premier demi-module est alors actionné, c'est la deuxième phase. Si un angle de flexion faible est requis, seul le demi-module distal est actionné, sans effet de butée et le demi-module proximal reste immobile. Si un angle plus grand est souhaité, le demi-module distal atteint sa butée et les efforts sont transmis au demi-module proximal.

L'expérimentation de cette solution montre qu'effectivement la position du plateau intermédiaire est entièrement déterminée. La raideur du ressort utilisé a certainement de l'importance et on pourra dans le futur chercher à l'optimiser.

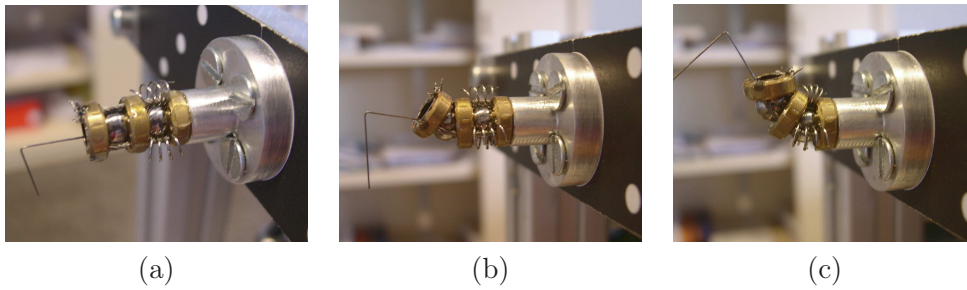


FIGURE 5.23 – Amélioration du démonstrateur par l'ajout de ressorts sur le premier demi-module uniquement, en position neutre (a) et en flexion en fin de première phase (b) et fin de deuxième phase (c).

En adoptant cette solution, la modélisation géométrique d'un module complet est à revoir mais pourra être déduite des précédents travaux détaillés en section 3.2 pages 75 et 77. L'hypothèse de symétrie formulée en section 3.1.2 n'a plus lieu d'être puisque le plateau intermédiaire est défini autrement, mais les calculs proposés sont adaptables à cet autre comportement.

## 5.6 Synthèse

Ce dernier chapitre abordait la conception et la fabrication du premier démonstrateur de robot de résection. Le concept pour l'outil de résection (anneau tournant) choisi en chapitre 2 a été validé grâce à un test de résection sur une tumeur simulée. Les résultats ont permis un premier dimensionnement du démonstrateur. La mise en oeuvre d'un pilotage synchronisé des câbles des trois modules autorisait la gestion de la redondance d'actionnement et du couplage de la commande entre modules. Des mesures de pose par vision ont vérifié dans une certaine mesure l'adéquation entre le modèle géométrique et le comportement réel du robot. Ces expérimentations ont alors souligné les limitations constructives de la solution retenue (sous-actionnée). Une analyse critique des hypothèses initiales a été menée, permettant la suggestion de quelques pistes de travail pour le futur.

Plusieurs pistes d'amélioration ont ainsi été proposées et permettent de valider le concept choisi pour l'architecture du robot de résection, notamment l'ajout de ressorts

de traction-compression sur les deux demi-modules, ou l'ajout de ressorts seulement sur un demi-module. Elles pourront être exploitées pour l'optimisation du démonstrateur, et la prise en compte de la tension des câbles lors du pilotage permettra un contrôle encore plus fiable. La stratégie de génération de mouvement proposée dans ces travaux sera applicable et adaptable à ces évolutions de l'architecture. Ainsi plusieurs pistes de travail apparaissent comme intéressantes pour la poursuite du projet.



# Conclusion

L'objectif de ces travaux de thèse était de concevoir un robot pour la neurochirurgie, et de spécifier ses mouvements dans le but de réséquer une tumeur cérébrale de manière la plus automatique possible. La définition des contraintes liées à la tâche de résection de tumeur, à savoir l'adaptabilité aux différentes formes de tumeurs, l'adaptabilité aux différents points d'entrée dans la tumeur ainsi qu'un espace de travail restreint et évolutif, a permis de mettre en évidence la problématique liée à la conception du robot de résection et à sa stratégie de résection. Ces travaux de thèse abordent ainsi la conception d'un mini-robot à haute dextérité, évoluant dans un environnement fortement contraint et dépendant des mouvements du robot.

La conception du robot a été basée sur un état de l'art et l'analyse des solutions robotiques pertinentes pour l'application à la résection de tumeurs, qu'elles appartiennent au domaine médical ou non. La synthèse des meilleures solutions nous a amenés à proposer une conception modulaire, inspirée d'un instrument existant, dont elle élargit le concept. Cette solution, disposant de sept degrés de liberté, est redondante vis-à-vis de la tâche (qui présente cinq degrés de liberté) et de l'espace opérationnel. Elle permet l'intégration de l'outil de résection, et dans le futur l'adaptation au robot d'accès à la tumeur.

Une modélisation d'un module de la solution uniquement plane ayant été proposée dans la littérature, un des apports de cette thèse concerne la modélisation géométrique dans l'espace de la solution. Plusieurs modélisations cinématiques ont été proposées et ont été comparées à un comportement réaliste d'un module pour prendre en compte de façon pertinente l'influence des câbles sur le comportement du module. Les indéterminations constructives ont été levées par des hypothèses concernant le comportement du module complet avec les câbles, permettant l'établissement du modèle géométrique. La particularité du robot étant sa constitution mixte, une distinction a été faite lors de cette modélisation entre le modèle sériel de la partie architecture constituée des plateaux et des billes et le modèle parallèle de la partie actionnement. Les modèles direct et inverse d'un module ont pu être calculés de manière analytique et semi-analytique (élimination dialytique), et le modèle géométrique de l'assemblage de deux modules en a été déduit.

Alors que plusieurs méthodes de planification de trajectoire intègrent la redondance du robot, telles une résolution par utilisation de la pseudo-inverse de la matrice jacobienne avec projection dans le noyau ou par optimisation sous contraintes, d'autres méthodes de planification de trajectoire sont dédiées aux environnements dynamiques. Ces travaux ont abordé le problème de la planification de trajectoire pour un robot redondant et dans un environnement dynamique qui dépend de la trajectoire du robot. Un apport de cette thèse est le principe de génération interactive de trajectoire en environnement restreint qui tient compte de la redondance du robot de résection et qui permet d'intégrer l'accessibilité de

l'outil. Cette méthode est basée sur un découplage des degrés de liberté du robot, certains degrés étant alloués au balayage d'un volume élémentaire tandis que les autres sont dédiés au positionnement de ce volume. Des procédures élémentaires sont définies et pourront être choisies et assemblées par le neurochirurgien qui composera la trajectoire.

A partir de l'étude des méthodes de calcul d'espace de travail des robots sériels et parallèles, une méthode par discrétisation est proposée pour déterminer l'espace des procédures, à savoir quelles sont les procédures dont dispose le neurochirurgien ainsi que leurs caractéristiques. Une interface permettant le choix des procédures a été réalisée, et la méthode de génération de trajectoire a pu être appliquée à une tumeur virtuelle, en tenant compte de l'architecture du robot. Cette simulation a montré que la solution robotique associée à la méthode interactive de génération de trajectoire permet de réséquer plus de la moitié de la tumeur, cette tumeur étant par ailleurs de taille importante afin de comprendre les limitations du robot.

Enfin, l'outil de résection a été expérimenté et ce test a débouché sur le dimensionnement et la réalisation d'un démonstrateur. De nouvelles difficultés, comme notamment la gestion de la redondance d'actionnement du robot ou le couplage de la commande entre modules ont été traitées et ont permis la mise en oeuvre du démonstrateur. Des mesures de pose sans contact, réalisées par vision, ont montré l'adéquation entre le modèle et le comportement réel du module, sous réserve d'affiner le modèle en incluant l'élasticité des câbles.

De nombreuses pistes d'amélioration ont été proposées dans ces travaux. La méthode de génération interactive de trajectoire pourra être complétée dans le futur, par une stratégie de résection par offset par exemple. L'interface de choix des procédures pourra être optimisée de manière à être plus intuitive et plus adaptée à l'utilisation chirurgicale. Il serait d'ailleurs intéressant que la méthode soit éprouvée sur un plus grand nombre de tumeurs et par des neurochirurgiens afin de l'optimiser. La commande du robot de résection pourra prendre en compte la gestion de la tension des câbles, afin de minimiser voire supprimer l'apparition des phénomènes non désirés tels que le décalage des plateaux ou l'asymétrie du plateau intermédiaire. Si nécessaire, le robot pourra être amélioré, par l'introduction de ressorts ou une modification de sa structure, cette modification n'impliquant pas la redéfinition de la méthode de génération de trajectoire.

Les perspectives qu'offrent ces travaux de thèse concernent bien sûr des expérimentations en conditions simulées, à savoir la résection de gels représentant la tumeur, mais aussi le contrôle des mouvements du robot par sonde échographique. La réalisation de l'interface entre le robot de résection et le robot d'accès sera également à prévoir avant les premières expérimentations du système final. Bien entendu, l'intégration et la mise en oeuvre de tous les sous-systèmes (robot de résection, robot d'accès, robot porteur, robot de fixation au crâne) nécessitera la participation de tous les acteurs de ce projet mais permettra enfin son aboutissement.

# Annexes

## A Liste des procédures

Cette annexe présente les différentes procédures qui ont été choisies grâce à l'interface développée pour réséquer la tumeur virtuelle, ainsi que leurs caractéristiques (position, vecteur directeur, rayon, longueur). La liste est présentée en table A.1 et le système d'axe correspondant est défini figure A.1.

N°	Point de base $P_{proc}$			Direction $V_{proc}$			Longueur $L_{proc}(mm)$	Rayon $R_{proc}(mm)$
	$X(mm)$	$Y(mm)$	$Z(mm)$	$X(mm)$	$Y(mm)$	$Z(mm)$		
1	0	0	0	0	0	1	40	6
2	0	0	3	0	0	1	38	9
3	0	0	10	0	0	1	28	11.5
4	10	0	25	0.50	0	0.87	4.4	8
5	10	0	20	0.59	0	0.81	9	8
6	-7	-7	24	-0.21	-0.42	0.88	7.5	8
7	10	2	30	0.60	-0.08	0.79	7.5	7
8	-5	-7	40	-0.22	0.03	0.97	4.2	7
9	-7	-8	30	-0.40	-0.45	0.80	8	6
10	-8.67	-5	20	-0.51	-0.29	0.81	9	7
11	6.43	-7.66	20	0.38	-0.45	0.81	7	6
12	-0	-7.07	30	-0.20	-0.50	0.84	8	6
13	5	-5	30	0.21	-0.49	0.84	8	6
14	4.55	5.42	30	0.47	0.25	0.84	8	6
15	0	-10	20	0	-0.59	0.81	7	5
16	7.07	7.07	20	0.42	0.42	0.81	7	4
17	0	0	6	0	0	1	28	11
18	-9.85	1.74	20	-0.58	0.10	0.81	7	5
19	10	-8	25	0.27	-0.40	0.87	4.4	4

TABLE A.1 – Caractéristiques des procédures choisies pour la résection d'une tumeur virtuelle. Les coordonnées sont exprimées dans le repère défini en figure A.1.



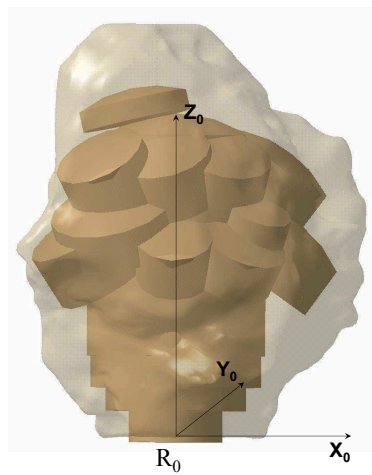


FIGURE A.1 – Schéma de la zone balayée par les différentes procédures et définition du repère de référence.

## B Développement d'un modèle statique de l'actionnement

### B.1 Modélisation statique des robots à câbles

Comme pour tous les robots, principalement deux types de robots à câbles existent (voir figure B.1). Les robots à câbles parallèles sont constitués d'une plateforme reliée à la base uniquement par des câbles, sans liaisons rigides. Pour que le robot soit viable il faut nécessairement un câble de plus que le nombre de degrés de liberté du robot. Les robots à câbles dits sériels sont constitués de bras reliés entre eux par des liaisons pivots, actionnés par des poulies. Les câbles sont guidés par les poulies jusqu'à transmettre le mouvement à la poulie à laquelle ils sont attachés. Les mouvements des câbles sont couplés à cause de la présence des poulies intermédiaires de renvoi. Selon l'architecture des robots, il a été développé des modèles statiques différents.

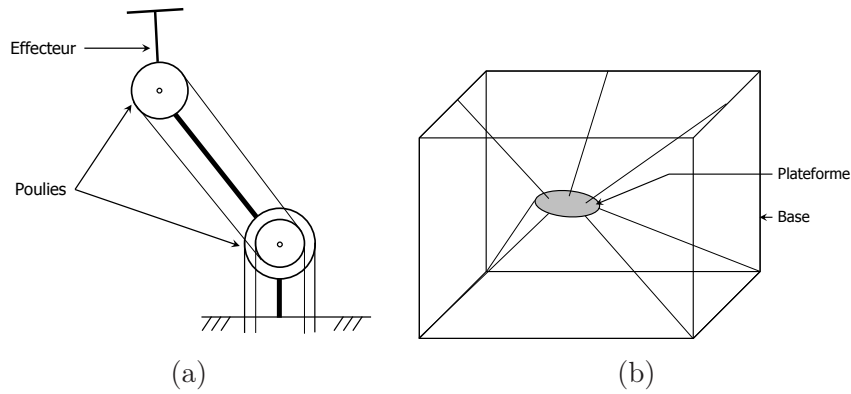


FIGURE B.1 – Types de robots à câbles : robot sériel (a) et robot parallèle (b).

#### B.1.1 Robots parallèles

La modélisation statique des robots parallèles à câbles est bien connue ([Ryu08a]) et suppose qu'il n'existe aucun lien rigide entre la plateforme et la base du robot. Les seules liaisons existantes sont les liaisons réalisées par les câbles. Dans ce cas, on peut alors calculer les tensions dans les câbles par la méthode suivante. Soient  $\mathcal{R}_0$  le repère fixé à la base du robot, et  $\mathcal{R}_p$  le repère fixé à la plateforme (voir figure B.2). De plus, si on note :

- $n$  le nombre de câbles
- $A_i$  les points d'attache des câbles à la base
- $B_i$  les points d'attache des câbles à la plateforme
- $O_p$  le centre de l'effecteur (origine du repère  $\mathcal{R}_p$ )
- $l_i = \|\vec{A_i B_i}\|$  la longueur du câble  $i$
- $\mathbf{u}_i = \frac{1}{l_i} \vec{A_i B_i}$  le vecteur directeur unitaire du câble  $i$
- $\mathbf{r}_i = \vec{O_p B_i}$  la position des points d'attache  $B_i$  par rapport à l'effecteur  $O_p$
- $t_i$  la tension dans le câble  $i$

- $\mathbf{F}_{ext}$  et  $\mathbf{M}_{ext}$  la résultante et le moment du torseur des efforts extérieurs à la plateforme exprimé en  $O_p$

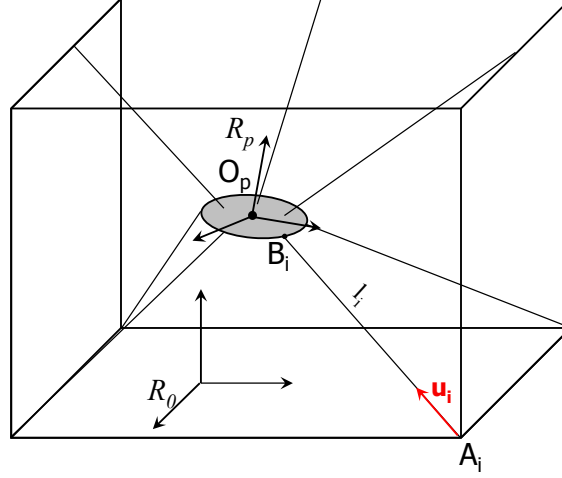


FIGURE B.2 – Schéma d'un robot parallèle à câbles. Définition des repères et notations utilisés pour la modélisation.

l'équilibre de la plateforme s'écrit :

$$\sum_{i=1}^n t_i \mathbf{u}_i = \mathbf{F}_{ext} \quad \text{et} \quad \sum_{i=1}^n t_i \mathbf{r}_i \wedge \mathbf{u}_i = \mathbf{M}_{ext} \quad (\text{B.1})$$

ce qui s'écrit également sous la forme :

$$\mathbf{A}\mathbf{T} = \mathbf{F} \quad (\text{B.2})$$

avec :

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \mathbf{u}_1 & \dots & \mathbf{u}_n \\ \mathbf{r}_1 \wedge \mathbf{u}_1 & \dots & \mathbf{r}_n \wedge \mathbf{u}_n \end{bmatrix}, \quad \mathbf{T} = \begin{bmatrix} t_1 \\ \vdots \\ t_n \end{bmatrix}, \quad \mathbf{F} = \begin{bmatrix} \mathbf{F}_{ext} \\ \mathbf{M}_{ext} \end{bmatrix} \quad (\text{B.3})$$

où  $\mathbf{A}$  est la matrice de structure (transposée de la matrice jacobienne) du robot. De plus, la difficulté essentielle de la modélisation statique des robots à câbles repose sur le fait que les tensions dans les câbles ne peuvent être que positives. En effet, les câbles ne peuvent exercer qu'un effort de traction. D'une manière générale, on cherche à avoir une tension qui soit comprise entre une tension minimale (pour assurer que les câbles soient tendus en permanence) et une tension maximale (pour ne pas dépasser la résistance des câbles), ce qui peut s'écrire :

$$\mathbf{0} \leq \mathbf{T}_{min} \leq \mathbf{T} \leq \mathbf{T}_{max} \quad (\text{B.4})$$

Trouver les tensions dans les câbles revient donc à résoudre le système constitué des équations B.2 et B.4. La résolution généralement adoptée ([Ryu08b],[YQX07],[LLR02]) est

basée sur la pseudo-inverse de Moore-Penrose de la matrice de structure  $\mathbf{A}^+ = \mathbf{A}^t(\mathbf{A}\mathbf{A}^t)^{-1}$ . La solution peut alors s'écrire :

$$\mathbf{T} = \mathbf{A}^+\mathbf{F} + \lambda\mathbf{T}_{nul} \quad (\text{B.5})$$

où  $\mathbf{T}_{nul}$  est le noyau de  $\mathbf{A}$  (généralement un vecteur), et  $\lambda$  une constante (scalaire si  $\mathbf{T}_{nul}$  est un vecteur) calculée de telle sorte que l'équation B.4 soit vérifiée. Le calcul peut se faire par optimisation (linéaire ou non-linéaire) ([LLR02],[Ryu08b]) ou calcul barycentrique ([Ryu08b]).

Une autre méthode de résolution, qui n'est pas basée sur la pseudo-inverse, consiste à calculer la tension dans les câbles par l'utilisation d'une matrice réduite [BLG05]. Elle repose sur la supposition que quels que soient la pose et les efforts extérieurs appliqués, on peut toujours trouver une ensemble de  $m$  câbles dont la tension est strictement positive. Les tensions dans les autres  $n - m$  câbles sont alors arbitrairement choisies à la tension minimale  $t_{min}$ . Les auteurs définissent alors une matrice réduite  $\mathbf{A}_{red}$  et obtiennent un système à  $m$  inconnues (au lieu de  $n$ ) facilement résoluble. Le calcul est effectué pour chaque ensemble possible des  $m$  câbles et la solution finale choisie est celle qui admet les tensions les plus faibles.

### B.1.2 Robots sériels

Les robots sériels à câbles utilisent pour la plupart des poulies, lesquelles sont communément reliées à deux câbles opposés de telle sorte qu'elles puissent être actionnées de manière bidirectionnelle (voir figure B.1). Une première méthode ([Tsa99]) consiste à calculer en premier lieu le lien cinématique (linéaire) entre les longueurs de câbles  $\mathbf{L}$  et les rotations de poulies  $\boldsymbol{\theta}$ . Il peut s'écrire sous la forme de l'équation suivante :

$$\mathbf{L} = \mathbf{A}\boldsymbol{\theta} \quad (\text{B.6})$$

où, si  $n$  est le nombre de câbles et  $m$  le nombre de degrés de liberté :

$$\mathbf{L} = \begin{bmatrix} l_1 \\ \vdots \\ l_n \end{bmatrix}, \quad \boldsymbol{\theta} = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \vdots \\ \theta_m \end{bmatrix} \quad (\text{B.7})$$

et  $\mathbf{A}$  est la matrice de structure, de dimension  $n \times m$ , dépendante des rayons des poulies. Les couples exercés par l'action des câbles sur les poulies  $\boldsymbol{\tau}$  (de dimension  $m$ ) s'expriment alors par :

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{A}^t\mathbf{T} \quad (\text{B.8})$$

où  $\mathbf{T}$  est le vecteur des tensions dans les câbles comme décrit dans la section précédente (de dimension  $n$ ). Trouver la tension dans les câbles revient finalement à résoudre le système :

$$\mathbf{B}\mathbf{T} = \boldsymbol{\tau} \quad \text{avec} \quad \mathbf{B} = \mathbf{A}^t \quad (\text{B.9})$$

La résolution de ce système peut s'effectuer en utilisant la pseudo-inverse de  $\mathbf{B}$  ([Tsa99]), comme dans la section précédente :

$$\mathbf{T} = \mathbf{B}^+ \boldsymbol{\tau} + \mathbf{H} \boldsymbol{\lambda} \quad (\text{B.10})$$

avec  $\mathbf{H}$  la matrice formée par les vecteurs du noyau de  $\mathbf{B}$  et  $\boldsymbol{\lambda}$  un vecteur constant qui assure des tensions positives.

Cependant, cette méthode prenant un temps de calcul important, une autre résolution a été proposée [Tsa99]. Si l'on considère une seule poulie de rayon  $r$  (et donc un degré de liberté) actionnée par deux câbles opposés, et  $\tau$  le couple résultant, alors les tensions  $t_1$  et  $t_2$  dans les câbles vérifient :

$$t_1 - t_2 = \frac{\tau}{r} \quad \text{et} \quad t_1, t_2 > 0 \quad (\text{B.11})$$

La méthode utilise deux opérateurs notés  $O^+$  et  $O^-$  tels que :

$$O^+(x) = \frac{x + |x|}{2} = \begin{cases} x & \text{si } x \geq 0 \\ 0 & \text{si } x < 0 \end{cases} \quad (\text{B.12})$$

$$O^-(x) = \frac{-x + |x|}{2} = \begin{cases} 0 & \text{si } x \geq 0 \\ -x & \text{si } x < 0 \end{cases} \quad (\text{B.13})$$

Les tensions dans les câbles peuvent s'exprimer à partir de ces deux opérateurs :

$$\begin{aligned} t_1 &= O^+ \left( \frac{\tau}{r} \right) + \delta \\ t_2 &= O^- \left( \frac{\tau}{r} \right) + \delta \end{aligned} \quad (\text{B.14})$$

où  $\delta$  représente une précharge à choisir ( $\delta > 0$ ). Cette résolution garantit bien que les tensions sont positives. En cas de plusieurs degrés de liberté, la résolution s'effectue de la même manière mais en partant d'une équation du système B.9 qui admet deux inconnues (la poulie la plus proche de la base du robot par exemple). Cette méthode a également été utilisée dans le cas de câbles flexibles et pour des calculs dynamiques ([YLC07],[LL03]).

## B.2 Modélisation du robot de résection

Les modélisations décrites précédemment ne sont pas directement applicables pour le robot de résection, d'une part parce que le robot est hybride (il possède des pièces rigides formant des liaisons, autres que les câbles), et d'autre part parce que la relation entre la pose des plateaux et la longueur des câbles n'est pas linéaire (par opposition aux robots sériels usuels). On propose dans cette section des adaptations des modèles précédents au robot de résection.

### B.2.1 Première modélisation

Si on considère un seul module de flexion, et que l'on note (voir figure B.3) :

- $\mathbf{F}_{ext}$  et  $\mathbf{M}_{ext}$  la résultante et le moment du torseur des efforts extérieurs appliqués au plateau supérieur exprimés en  $O_1$  ;
- $A_i$  les points d'attache des câbles à la base ;
- $\mathbf{r}_i = \mathbf{O}_1 \mathbf{A}_i$  la position des points d'attache  $A_i$  par rapport à  $O_1$  ;
- $\mathbf{u}_i$  le vecteur directeur unitaire du câble  $i$  ;
- $t_i$  la tension dans le câble  $i$  ;

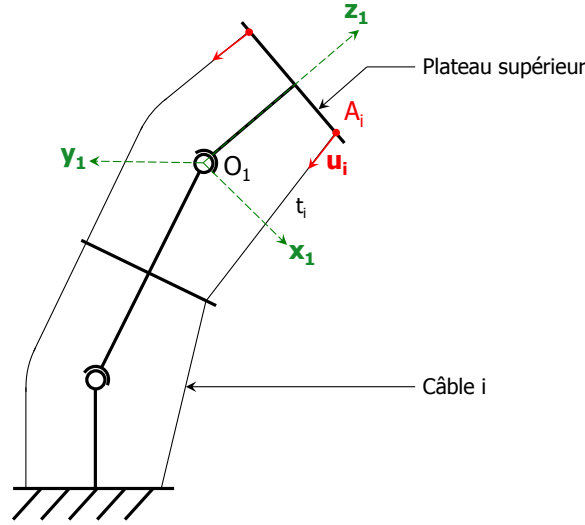


FIGURE B.3 – Schéma d'un module de flexion du robot (seuls deux câbles sur trois sont représentés ici). Définition des notations utilisées pour la modélisation.

–  $\mathbf{F}_{01}$  les efforts transmis par la liaison rotule au plateau supérieur ;  
alors l'équilibre statique du plateau supérieur s'écrit, d'après le principe fondamental de la statique exprimé au point  $O_1$  :

$$\sum_{i=1}^3 t_i \mathbf{u}_i = \mathbf{F}_{ext} + \mathbf{F}_{01} \quad \text{et} \quad \sum_{i=1}^3 t_i \mathbf{r}_i \wedge \mathbf{u}_i = \mathbf{M}_{ext} \quad (\text{B.15})$$

Ce système à 6 équations admet 6 inconnues ( $\mathbf{F}_{01}$  et  $t_i$  pour  $i$  variant de 1 à 3). La première modélisation consiste simplement à résoudre ce système complètement déterminé. La résolution de l'équation en moments, qui ne dépend que des inconnues  $t_i$ , est d'abord effectuée. Les inconnues  $\mathbf{F}_{01}$  sont ensuite calculées à partir de l'équation de résultante.

Cependant, il apparaît que la résolution directe de ce système mène à des tensions dans les câbles  $t_i$  qui peuvent être négatives et pourtant déterminées de façon unique. En effet, à la différence des modèles statiques décrits précédemment, pour lesquels le nombre d'inconnues (tensions dans les câbles) est supérieur au nombre d'équations, dans ce modèle les nombres d'équations et d'inconnues sont égaux, et déterminent de façon unique les tensions.

### B.2.2 Deuxième modélisation

L'idée de cette deuxième modélisation est de se ramener au cas où le nombre de câbles est supérieur au nombre d'équations, de manière à autoriser le choix d'une pré-tension qui ne modifie pas les efforts résultants. Si on considère un seul module de flexion et que l'on considère l'équilibre statique du plateau supérieur, il apparaît que les équations en résultante et en moment peuvent être découplées. Les câbles seuls servent à compenser les moments extérieurs appliqués au plateau supérieur selon  $\mathbf{x}_1$  et  $\mathbf{y}_1$ , axes du repère  $\mathcal{R}_1$  fixé au centre de la rotule  $O_1$  (voir figure B.3). Les efforts en résultante extérieurs et ceux

induits par la tension des câbles sont repris uniquement par la liaison rotule. Ainsi, on peut ne considérer que les deux équations de moment selon  $\mathbf{x}_1$  et  $\mathbf{y}_1$ , qui s'écrivent :

$$\sum_{i=1}^3 t_i (\mathbf{r}_i \wedge \mathbf{u}_i) \cdot \mathbf{x}_1 = M_{x_1} \quad (\text{B.16})$$

$$\sum_{i=1}^3 t_i (\mathbf{r}_i \wedge \mathbf{u}_i) \cdot \mathbf{y}_1 = M_{y_1} \quad (\text{B.17})$$

où  $M_{x_1}$  est la projection de  $\mathbf{M}_{ext}$  selon  $\mathbf{x}_1$  et  $M_{y_1}$  la projection selon  $\mathbf{y}_1$ .

Ce qui peut s'écrire :

$$a_x t_1 + b_x t_2 + c_x t_3 = M_{x_1} \quad (\text{B.18})$$

$$a_y t_1 + b_y t_2 + c_y t_3 = M_{y_1} \quad (\text{B.19})$$

avec :

$$\begin{aligned} a_x &= (\mathbf{r}_1 \wedge \mathbf{u}_1) \cdot \mathbf{x}_1 \\ b_x &= (\mathbf{r}_2 \wedge \mathbf{u}_2) \cdot \mathbf{x}_1 \\ c_x &= (\mathbf{r}_3 \wedge \mathbf{u}_3) \cdot \mathbf{x}_1 \\ a_y &= (\mathbf{r}_1 \wedge \mathbf{u}_1) \cdot \mathbf{y}_1 \\ b_y &= (\mathbf{r}_2 \wedge \mathbf{u}_2) \cdot \mathbf{y}_1 \\ c_y &= (\mathbf{r}_3 \wedge \mathbf{u}_3) \cdot \mathbf{y}_1 \end{aligned} \quad (\text{B.20})$$

Pour alléger les calculs, on adapte la méthode développée pour les robots sériels utilisant les opérateurs  $O^+$  et  $O^-$  à notre problème. Pour ce faire, on se ramène à partir des équations B.18 et B.19 à une seule équation à deux inconnues en éliminant  $t_1$ . On obtient l'équation suivante :

$$(b_x a_y - a_x b_y) t_2 + (a_y c_x - a_x c_y) t_3 = a_y M_{x_1} - a_x M_{y_1} \quad (\text{B.21})$$

La solution de cette équation dépend du signe des coefficients devant les inconnues  $t_2$  et  $t_3$  ([Tsa99]), et dépend donc de la configuration du robot.

Cependant, dans l'espace de travail du robot, on observe que les coefficients  $b_x a_y - a_x b_y$  et  $a_y c_x - a_x c_y$  gardent toujours le même signe et ne s'annulent jamais (voir figure B.4), tels que :

$$\begin{aligned} b_x a_y - a_x b_y &< 0 \\ a_y c_x - a_x c_y &> 0 \end{aligned} \quad (\text{B.22})$$

On peut alors écrire une solution pour les tensions  $t_2$  et  $t_3$  telles qu'elles soient positives, et fonction d'une précharge  $\delta_1 > 0$  :

$$\begin{aligned} t_2 &= \frac{-1}{a_y b_x - a_x b_y} (O^- (a_y M_{x_1} - a_x M_{y_1}) + \delta_1) \\ t_3 &= \frac{1}{c_x a_y - c_y a_x} (O^+ (a_y M_{x_1} - a_x M_{y_1}) + \delta_1) \end{aligned} \quad (\text{B.23})$$

Une équation impliquant la tension  $t_1$  est alors obtenue en remplaçant les solutions trouvées pour  $t_2$  et  $t_3$  dans l'équation B.19 :

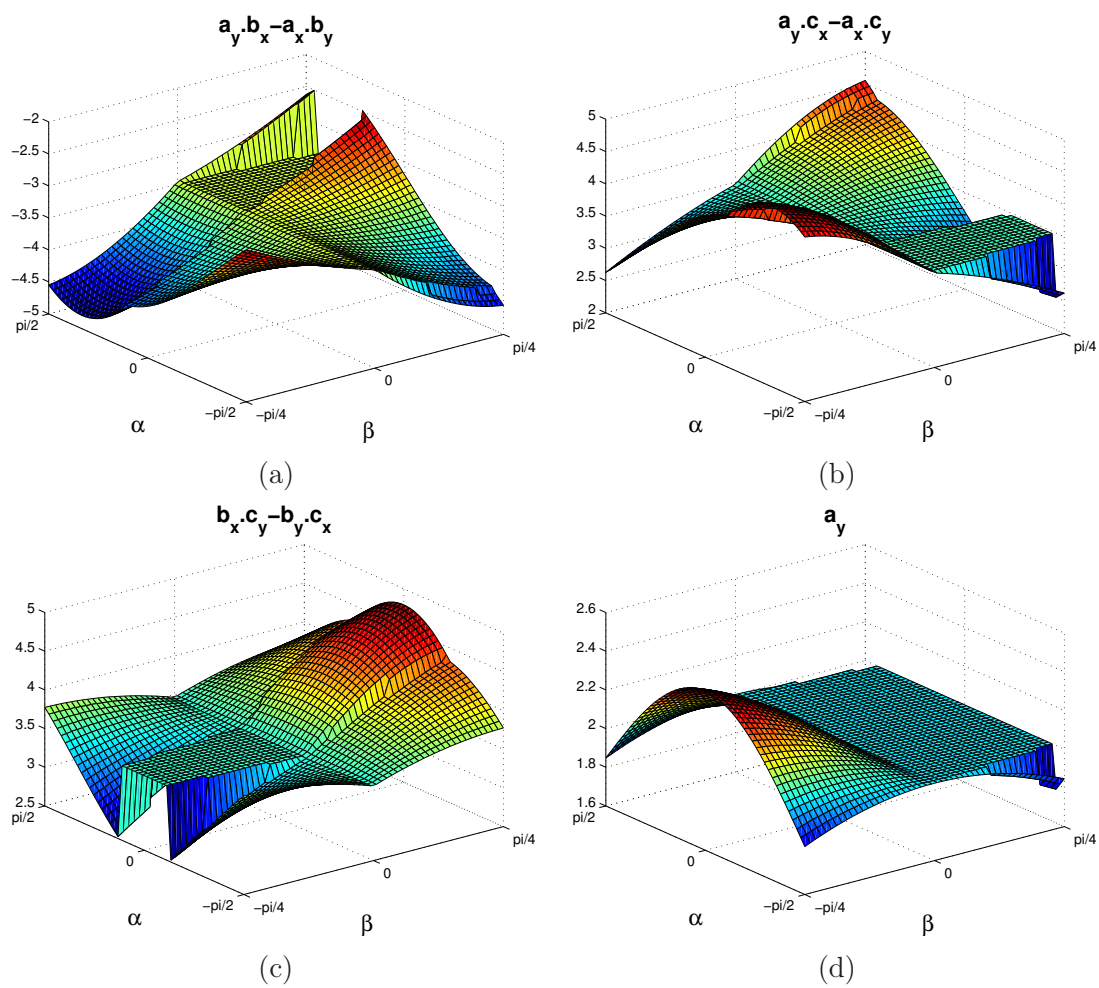


FIGURE B.4 – Evolution des coefficients lorsqu'un module parcourt son espace articulaire.



$$t_1 + \frac{b_x c_y - b_y c_x}{(a_y c_x - a_x c_y)(b_x a_y - a_x b_y)} \delta_1 = \frac{1}{a_y} \left( M_{y_1} + \frac{b_y}{b_x a_y - a_x b_y} O^- (a_y M_{x_1} - a_x M_{y_1}) - \frac{c_y}{a_y c_x - a_x c_y} O^+ (a_y M_{x_1} - a_x M_{y_1}) \right) \quad (\text{B.24})$$

Pour assurer que  $t_1$  soit positive quelle que soit la précharge  $\delta_1$ , on résout cette équation également avec les opérateurs  $O^+$  et  $O^-$  (les termes devant les inconnues  $t_1$  et  $\delta_1$  sont de signe constant et ne s'annulent jamais, voir figure B.4).

On obtient une solution pour  $\delta_1$  et  $t_1$  fonction d'une précharge  $\delta$  de la forme :

$$\delta_1 = -\frac{(a_y c_x - a_x c_y)(b_x a_y - a_x b_y)}{b_x c_y - b_y c_x} \left( O^- \left( \frac{1}{a_y} (M_{y_1} + \frac{b_y}{b_x a_y - a_x b_y} O^- (a_y M_{x_1} - a_x M_{y_1}) - \frac{c_y}{a_y c_x - a_x c_y} O^+ (a_y M_{x_1} - a_x M_{y_1})) \right) + \delta \right) \quad (\text{B.25})$$

$$t_1 = O^+ \left( \frac{1}{a_y} \left( M_{y_1} + \frac{b_y}{b_x a_y - a_x b_y} O^- (a_y M_{x_1} - a_x M_{y_1}) - \frac{c_y}{a_y c_x - a_x c_y} O^+ (a_y M_{x_1} - a_x M_{y_1}) \right) \right) + \delta \quad (\text{B.26})$$

En remplaçant  $\delta_1$  par sa valeur dans les expressions de  $t_2$  et  $t_3$  on obtient finalement :

$$t_2 = \frac{-1}{a_y b_x - a_x b_y} O^- (a_y M_{x_1} - a_x M_{y_1}) + \frac{a_y c_x - a_x c_y}{b_x c_y - b_y c_x} O^- \left( \frac{1}{a_y} (M_{y_1} + \frac{b_y}{b_x a_y - a_x b_y} O^- (a_y M_{x_1} - a_x M_{y_1}) - \frac{c_y}{a_y c_x - a_x c_y} O^+ (a_y M_{x_1} - a_x M_{y_1})) \right) + \frac{a_y c_x - a_x c_y}{b_x c_y - b_y c_x} \delta \quad (\text{B.27})$$

$$t_3 = \frac{1}{a_y c_x - a_x c_y} O^+ (a_y M_{x_1} - a_x M_{y_1}) - \frac{a_y b_x - a_x b_y}{b_x c_y - b_y c_x} O^- \left( \frac{1}{a_y} (M_{y_1} + \frac{b_y}{b_x a_y - a_x b_y} O^- (a_y M_{x_1} - a_x M_{y_1}) - \frac{c_y}{a_y c_x - a_x c_y} O^+ (a_y M_{x_1} - a_x M_{y_1})) \right) - \frac{a_y b_x - a_x b_y}{b_x c_y - b_y c_x} \delta \quad (\text{B.28})$$

Les tensions dans les câbles d'un module sont ainsi obtenues à une précharge  $\delta > 0$  près et sont assurées d'être positives par la méthode adoptée.

### B.2.3 Discussion

Un modèle statique pour le robot de résection hybride à câbles et non linéaire a été défini par l'adaptation des modèles existants à notre application. Les tensions d'un module ont été calculées et permettent le modèle statique du robot complet.

Cependant, bien que les tensions trouvées soient positives et à une précharge près, la modélisation précédente ne prend pas en compte le fait que la liaison rotule, assurée par une bille et un plateau, est unidirectionnelle : sans une tension suffisante des câbles, le contact peut être rompu. Toutefois, on peut penser que la précharge peut être choisie de manière à garantir toujours le contact entre la bille et le plateau selon les efforts maximaux que le robot peut subir.

De plus, le modèle a été établi à partir de deux équations de moment, et ne prend pas en compte l'équation de moment en torsion du plateau. Dans le modèle, cette équation n'est donc pas forcément satisfaite, le plateau n'est donc pas en équilibre en torsion pour les solutions trouvées. Dans la pratique, du fait de sa conception, le module de flexion a une faible rigidité en torsion. La question qui peut se poser ici est de savoir si dans les faits on peut choisir une précharge de telle sorte que les frottements au niveau de la liaison rotule compensent le moment de torsion.

Enfin, tous les frottements ont été négligés ici, bien qu'ils ne le soient pas forcément dans la pratique, d'autant plus que la faible taille du robot a tendance à augmenter les effets relatifs du frottement. Cela étant, la modélisation des frottements est toujours très difficile et pas toujours précise ; dans notre cas, nous avons choisi de simplifier au maximum le modèle, afin d'obtenir plutôt des ordres de grandeurs des tensions mises en jeu.

## C Détails de la conception

### C.1 Pièces du robot

Six plateaux sont réalisés, comportant chacun 9 trous, ce qui permet d'éviter l'appariement au moment du montage (n'importe quel plateau peut être placé à n'importe quel endroit). Six billes percées sont fabriquées et polies, pour limiter les frottements entre billes et plateaux. Pour cette même raison, les plateaux sont fabriqués en laiton, et les billes en inox.

Les câbles sont constitués de 7 torons de 19 fils, afin de bénéficier d'une grande flexibilité comparée à leur diamètre (0.75 mm). Les câbles étant en inox, ils sont bloqués en bout de robot (plateaux) par des noeuds et dans les bobines par une vis de pression. Pour réduire la taille des noeuds (des noeuds volumineux limitent l'amplitude de flexion car ils entrent en collision avec le plateau médian du module suivant), les 7 torons sont séparés et les noeuds sont effectués entre les paires de torons. Le toron central est laissé tel quel.

De plus, des encoches sont réalisées sur les plateaux supérieurs des modules pour noyer les noeuds à l'intérieur des plateaux, et garder ainsi l'amplitude maximale à 90° dans toutes les directions.

Enfin, des bobines sont prévues pour enrouler les câbles. La fixation des câbles sur les bobines est réalisée par une vis de pression, ce qui rend la liaison démontable. Une vis de pression est également prévue sur les bobines pour la fixation sur l'actionneur.

### C.2 Modèle CAO

Un modèle CAO complet du robot a été réalisé sous Catia V5, et a permis de connaître le poids des différentes pièces afin de dimensionner les actionneurs.

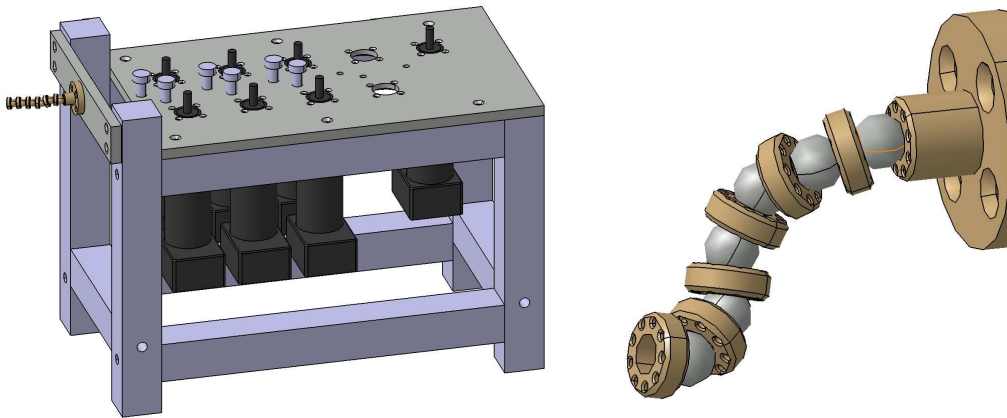


FIGURE C.1 – Modèle CAO du robot et de la partie invasive.

### C.3 Choix des moteurs

Peu de petits moteurs disposent d'un très faible prix et de la précision requise. Après étude de plusieurs devis pour les spécifications de précision, vitesse et couple, on choisit

des motoréducteurs avec contrôleurs intégrés Faulhaber. Ces servomoteurs Brushless ont un couple nominal de 50 mN·m pour une plage de vitesse de 5 à 12 000 tr/min. L'encodeur intégré permet une résolution en sortie de moteur, de 3 000 incréments par tour. En choisissant un réducteur à jeu réduit (moins de 10 min de jeu) d'un rapport de réduction de 41.6, on obtient bien une vitesse et un couple suffisants par rapport au cahier des charges. De plus en sortie de réducteur la précision obtenue est de

$$\frac{360^\circ}{41,6 \cdot 3000} = 0,2 \text{ min}$$

ce qui, ajouté au jeu du réducteur, est bien inférieur à la précision requise.



FIGURE C.2 – Photographie de l'ensemble moteur, constitué du contrôleur, du moteur et du réducteur.



# Bibliographie

- [aes] <http://www.spineuniverse.com>.
- [Alr09] Matthieu Alric. *Conception et modélisation modulaire d'un robot bio-inspiré extensible pour l'accès aux tumeurs dans le cerveau*. Thèse de Doctorat, Université Blaise Pascal, 2009.
- [AMAYH97] Karim Abdel-Malek, Frederick Adkins, Harn-Jou Yeh, and Edward Haug. On the determination of boundaries to manipulator workspaces. *Robotics and Computer Integrated Manufacturing*, 13(1) :63–72, 1997.
- [BLG05] E. Brau, J.-P. Lallemand, and F. Gosselin. Analytic determination of the tension capable workspace of cable actuated haptic interfaces. In *15th International Conference on Artificial Reality and Telexistence*, Christchurch, New Zealand, December 2005.
- [BR01] Ilian A. Bonev and Jeha Ryu. A geometrical method for computing the constant-orientation workspace of 6-prrs parallel manipulators. *Mechanism and Machine Theory*, 36 :1–13, 2001.
- [BSBV05] Paul Breedveld, Jules S. Scheltes, Esther M. Blom, and Johanna E.I. Verheij. A new, easily miniaturized steerable endoscope. *IEEE engineering in medicine and biology magazine*, November 2005.
- [BSSC07] H.B. Brown, M. Schwerin, E. Shammias, and H. Choset. Design and control of a second-generation hyper-redundant mechanism. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2603–2608, San Diego, CA, USA, November 2007.
- [CCTS98] M.C. Cavusoglu, M. Cohn, F. Tendick, and S.S. Sastry. Laparoscopic tele-surgical workstation. In *SPIE International Symposium on Biological Optics*, San Jose, CA, January 1998.
- [Cep05] F. Cepolina. *Development of micro tools for surgical applications*. PhD thesis, université pierre et marie curie, LRP, Paris, France, 2005.
- [CKS04] D. B. Camarillo, T. M. Krummel, and J. K. Salisbury. Robotic technology in surgery : past, present, and future. *American Journal of Surgery*, 188(4A Suppl) :2–15, October 2004.

- [CLO<sup>+</sup>04] G. B. Chung, S. G. Lee, S. M. Oh, B. J. Yi, W. K. Kim, Y. S. Kim, J. I. Park, and S. H. Oh. Development of spinebot for spine surgery. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Sendai, Japan, 2004.
- [Con05] E.S. Conkur. Path planning using potential fields for highly redundant manipulators. *Robotics and Autonomous Systems*, 52 :209–228, 2005.
- [CPR06] G. Chen, M T Pham, and T. Redarce. Development and kinematic analysis of a siliconerubber bending tip for colonoscopy. In *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Beijing, China, October 2006.
- [CWMM04] D. Chablat, P. Wenger, F. Majou, and J.-P. Merlet. An interval analysis based study for the design and the comparison of 3-dof parallel kinematic machines. *The International Journal of Robotics Research*, 23(6) :615–624, 2004.
- [cyb] <http://accuray.com/>.
- [CYK07] D.-G. Choi, B.-J. Yi, and W.-K. Kim. Design of a spring backbone micro endoscope. In *2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1815–1821, San Diego, CA, USA, November 2007.
- [CZM06] Andrzej J. Cebula and Paul J. Zsombor-Murray. Formulation of the workspace equation for wrist-partitioned spatial manipulators. *Mechanism and Machine Theory*, 41 :778–789, 2006.
- [dav] <http://www.intuitivesurgical.com/index.aspx>.
- [DCM<sup>+</sup>00] P. Dario, M.C. Carrozza, M. Marcacci, S. D’Attanasio, B. Magnani, and G. Megali. A novel mechatronic tool for computer-assisted arthroscopy. *IEEE Information Technology in Biomedicine*, 4(1) :15–29, March 2000.
- [DDG89] F. Dudita, D. Diaconescu, and G. Gogu. *Mecanisme articulate*. Editura tehnica, Bucurest, 1989.
- [DDPP02] G. Duchemin, E. Dombre, F. Pierrot, and Ph. Poignet. Robotized skin harvesting. *8th International Symposium on Experimental Robotics (ISER’02)*, 30 :842–853, July 2002.
- [DG02] R. Dunlop and A.C. Garcia. A nitinol wire actuated stewart platform. In *Australasian Conference on Robotics and Automation*, pages 122–127, Auckland, November 2002.
- [dPS01] L.J. du Plessis and J.A. Snyman. A numerical method for the determination of dextrous workspaces of gough-stewart platforms. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 52 :345–369, 2001.

- 
- [DS03] Jian S. Dai and Paresh Shah. Orientation capability of planar manipulators using virtual joint angle analysis. *Mechanism and Machine Theory*, 38 :241–252, 2003.
  - [ela] [http://www-robot.mes.titech.ac.jp/robot/medical/elastor/elastor\\_e.html](http://www-robot.mes.titech.ac.jp/robot/medical/elastor/elastor_e.html).
  - [FC05] Sylvio Celso Tartari Filho and Eduardo Lobo Lustosa Cabral. Kinematics and workspace analysis of a parallel architecture robot : The hexa. In *18th International Congress of Mechanical Engineering*, Ouro Preto, MG, November 2005.
  - [FKL<sup>+</sup>07] Russell A. Faust, Adrien J. Kant, Attila Lorincz, Abbas Younes, Elizabeth Dawe, and Michael D. Klein. Robotic endoscopic surgery in a porcine model of the infant neck. *Journal of Robotic Surgery*, 1 :75–83, 2007.
  - [FP97] A. Faraz and S. Payandeh. Synthesis and workspace study of endoscopic extenders with flexible stem. *Journal of mechanical design*, 119(3) :412–414, 1997.
  - [GC89] G. Gogu and I.F. Campean. Industrial robot in spatial polar coordinates with drive from the base, kinematic analysis and synthesis of drive-decoupling hexaplanetary mechanism. *Bulletin of University Transilvania of Brasov*, XXXI(A) :19–27, 1989.
  - [GCB97] G. Gogu, P. Coiffet, and A. Barraco. *Représentation des déplacements des robots*. Hermès, Paris, 1997.
  - [GSSS05] Tatiana Gagarina-Sasia, Vincent De Sars, and Jérôme Szewczyk. *Robot Modulaire pour l'Inspection Endo-Chirurgicale*. 17ème Congrès Français de Mécanique, Troyes, Septembre 2005.
  - [HKK<sup>+</sup>01] K. Hongo, Y. Kakizawa, J. Koyama, K. Kan, K. Nishizawa, F. Tajima, M. G. Fujie, and S. Kobayashi. Microscopic-manipulator system for minimally invasive neurosurgery : preliminary study for clinical application. *International Congress Series*, 1230 :275–280, 2001.
  - [Hol84] J.M. Hollerbach. Optimum kinematic design for a seven degree of freedom manipulator. In *Proceedings of the 2nd International Symposium of Robotics Research*, pages 349–356, Kyoto, august 1984.
  - [HTFC05] K. Harada, K. Tsubouchi, M. G. Fujie, and T. Chiba. Micro manipulators for intrauterine fetal surgery in an open mri. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, Spain, April 2005.
  - [JG08] Qimi Jiang and Clément M. Gosselin. Determination of the maximal singularity-free orientation workspace for the gough-stewart platform. *Mechanism and Machine Theory*, 2008.
  - [JHR<sup>+</sup>02] M. Jakope, S.J. Harri, F. Rodriguez, P. Gomes, and B.L. Davies. Acrobot : a “hands-on” robot for total knee replacement surgery. In *7th International Workshop on Advanced Motion Control*, 2002.



- [JSS<sup>+</sup>05] L. Joskowicz, M. Shoham, R. Shamir, M. Freiman, E. Zehavi, and Y. Shoshan. Miniature robot-based precise targeting system for keyhole neurosurgery : concept and preliminary results. *International Congress Series*, 1281 :618–623, 2005.
- [KD02] W. Khalil and E. Dombre. *Modeling, identification and control of robots*. Hermes Penton, London, 2002.
- [KGD<sup>+</sup>03] A. Krupa, J. Gangloff, C. Doignon, M. F. de Mathelin, G. Morel, J. Leroy, L. Soler, and J. Marescaux. Autonomous 3-d positioning of surgical instruments in robotized laparoscopic surgery using visual servoing. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5) :842–853, October 2003.
- [KHJH88] Y.S. Kwoh, J. Hou, E.A. Jonckheere, and S. Hayati. A robot with improved absolute positioning accuracy for ct guided stereotactic brain surgery. In *IEEE Trans Biomed Eng*, volume 35, pages 153–60, 1988.
- [KSLO96] L.E. Kavradi, P. Svestka, J.C. Latombe, and M.H. Overmars. Probabilistic roadmaps for path planning in high-dimensional configuration spaces. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 12(4) :566–580, August 1996.
- [KT00] A.J. Kokkino and J.M. Tew. *Operative Neurosurgery*, chapter 6, pages 71–83. A.H.Kaye and P.Mc Black, 2000.
- [LBG02] T. Laliberté, L. Birglen, and C.M. Gosselin. Underactuation in robotic grasping hands. *Machine Intelligence and Robotic Control*, 4(3) :1–11, 2002.
- [LL99] T.C. Liang and J.S. Liu. An improved trajectory planner for redundant manipulators in constrained workspace. *Journal of Robotic Systems*, 16(6) :339–351, 1999.
- [LL03] Y.-H. Lee and J.-J. Lee. Modeling of the dynamics of tendon-driven robotic mechanisms with flexible tendons. *Mechanism and Machine Theory*, 38 :1431–1447, 2003.
- [LLR02] P. Lafourcade, M. Llibre, and C. Reboulet. Design of a parallel wire-driven manipulator for wind tunnels. In Clement M. Gosselin and Imme Ebert-Uphoff, editors, *Proceedings of the Workshop on Fundamental Issues and Future Research Directions for Parallel Mechanisms and Manipulators*, Quebec, Canada, October 2002.
- [LZT<sup>+</sup>04] J. Liu, Y. Zhang, Z. Tian, T. Wang, and H. Xing. Neuromaster : A robot system for neurosurgery. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, New Orleans, LA, April 2004.
- [MAC<sup>+</sup>08] C. Martin, M. Alric, F. Chapelle, J.J. Lemaire, and G. Gogu. Trajectory planning for tumor resection : integrated design of a mini-invasive neurosurgical robot. In *Proceedings of IDMME - Virtual Concept 2008*, Beijing, China, October 2008.

- 
- [maz] <http://www.mazorst.com/index.asp>.
- [med] <http://www.med-ars.it/neurology.htm>.
- [Mer97] J.-P. Merlet. *Les robots parallèles*. Hermès, Paris, 1997.
- [MGM98] Jean-Pierre Merlet, Clément M. Gosselin, and Nicolas Mouly. Workspaces of planar parallel manipulators. *Mechanism and Machine Theory*, 33(1/2) :7–20, 1998.
- [mia] <http://www-crim.sssup.it/research/cas/Projects/Mias/DefaultArthro.htm>.
- [MM99] M. Minor and R. Mukherjee. A mechanism for dexterous end-effector placement during minimally invasive surgery. *Journal of Mechanical Design*, 121 :472–479, December 1999.
- [MMW<sup>+</sup>01] T. Mineta, T. Mitsui, Y. Watanabe, S. Kobayashi, Y. Haga, and M. Esashi. Batch fabricated flat meandering shape memory alloy actuator for active catheter. *Sensors and Actuators*, 88(A) :112–120, 2001.
- [MPED07] F. Van Meer, J. Philippi, D. Estève, and E. Dombre. Compact generic multi-channel plastic joint for surgical instrumentation. *Mechatronics*, 17 :652–669, 2007.
- [MPL<sup>+</sup>02] A. Menciassi, Jong H. Park, S. Lee, S. Gorini, P. Dario, and Jong-Oh Park. Robotic solutions and mechanisms for a semi-autonomous endoscope. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Lausanne, Switzerland, October 2002.
- [Nat] National Brain Tumor Foundation. *The essential guide to brain tumors*. <http://www.braintumor.org>.
- [neu] <http://www.renishaw.com>.
- [NKM<sup>+</sup>00] R. Nakamura, E. Kobayashi, K. Masamune, I. Sakuma, T. Dohi, N. Yahagi, T. Tsuji, D. Hashimoto, M. Shimada, and M. Hashizume. Multi-dof forceps manipulator system for laparoscopic surgery. In *Third International Conference on Medical Image Computing and Computer assisted Interventions (MICCAI)*, pages 653–660, Pittsburgh, PA, USA, October 2000.
- [OIN<sup>+</sup>03] J. Okamoto, M. Iida, K. Nambu, H. Okayasu, M.G. Fujie, M. Umezū, and H. Iseki. Development of multi-dof brain retract manipulator for minimally invasive neurosurgery. *International Congress Series*, 1256 :522–528, 2003.
- [OOF<sup>+</sup>03] H. Okayasu, J. Okamoto, M.G. Fujie, M. Umezū, and H. Iseki. Development of a hydraulic-driven flexible manipulator for neurosurgery. *International Congress Series*, 1256 :607–612, 2003.
- [OTO<sup>+</sup>09] Ritsuya Oshima, Toshio Takayama, Toru Omata, Kazuyuki Kojima, Kozo Takase, and Naofumi Tanaka. Assemblable three-fingered nine-degree of freedom hand for laparoscopic surgery. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, St.Louis, USA, October 2009.

- [PBRG02] J. Peirs, H.V. Brussel, D. Reynaerts, and G. De Gersem. A flexible distal tip with two degrees of freedom for enhanced dexterity in endoscopic robot surgery. In *MME 02, The 13th Micromechanics Europe Workshop*, pages 271–274, Sinaia, Romania, October 2002.
- [PDD<sup>+</sup>99] F. Pierrot, E. Dombre, E. Dégoulange, L. Urbain, P. Caron, S. Boudet, J. Garriépy, and J.-L. Mégnien. Hippocrate : a safe robot arm for medical applications with force feedback. *Medical Image Analysis*, 3(3) :185–300, 1999.
- [PRB99] J. Peirs, D. Reynaerts, and H. Van Brussel. A miniature hydraulic parallel manipulator for integration in a self-propelling endoscope. In *Euroensors XIII, 13th European Conference on Solid-State Transducers*, pages 301–304, The Hague, The Netherlands, September 1999.
- [PRB01] J. Peirs, D. Reynaerts, and H. Van Brussel. A miniature manipulator for integration in a self-propelling endoscope. *Sensors and Actuators A : Physical*, 92 :343–349, August 2001.
- [PRQZ05] N.A. Patronik, C.N. Riviere, S. El Qarra, and M.A. Zenati. The heartlander : A novel epicardial crawling robot for myocardial injections. *International Congress Series*, 1281 :735–739, 2005.
- [rob] [http ://www.robodoc.com](http://www.robodoc.com).
- [ros] [http ://www.medtechsurgical.com/Produits/ROSA-Neurochirurgie](http://www.medtechsurgical.com/Produits/ROSA-Neurochirurgie).
- [RP90] J. Rastegar and D. Perel. Generation of manipulator workspace boundary geometry using the monte carlo method and interactive computer graphics. *Journal of mechanical design*, 112(3) :452–454, 1990.
- [RPB96] D. Reynaerts, J. Peirs, and H. Van Brussel. Design of a shape memory actuated gastrointestinal intervention system. In *Euroensors X Conf.*, pages 1181–1184, Leuven, 1996.
- [RWK<sup>+</sup>09] A. Röse, C. Wohlleber, S. Kassner, H. F. Schlaak, and R. Werthschützky. A novel piezoelectric driven laparoscopic instrument with multiple degree of freedom parallel kinematic structure. In *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, St-Louis, USA, October 2009.
- [Ryu08a] Jee-Hwan Ryu. *Parallel Manipulators, New Developments*, chapter 6, pages 109–132. I-Tech Education and Publishing, 2008.
- [Ryu08b] Jee-Hwan Ryu. *Parallel Manipulators, New Developments*, chapter 7, pages 133–152. I-Tech Education and Publishing, 2008.
- [SBC04] D. Sallé, P. Bidaud, and F. Cépolina. Task based optimization method for the design of modular minimally invasive surgery instruments. In *15th CISM-IFTToMM Symposium on Robots and Manipulators (ROMANSY)*, Montreal, Canada, 2004.

- 
- [SKH05] U. Seibold, B. Kubler, and G. Hirzinger. Prototype of instrument for minimally invasive surgery with 6-axis force sensing capability. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, Spain, April 2005.
  - [SML03] G. R. Sutherland, P. B. McBeth, and D. F. Louw. Neuroarm : an mr compatible robot for microsurgery. *International Congress Series*, 1256 :504–508, 2003.
  - [SP00] S. Slagowski and A. Potter. Using adams to model cable driven hyper-redundant flexible manipulator. In *International ADAMS User Conference*, 2000.
  - [SR01] Robert Stoddard and Arlan James Reschke. Ultrasonic surgical apparatus. us patent 3214017b1, April 2001.
  - [SS08] Dibakar Sen and B. Nagesh Singh. A geometric approach for determining inner and exterior boundaries of workspaces of planar manipulators. *Journal of Mechanical Design*, 130(2) :1–9, 2008.
  - [STF04] N. Simaan, R. Taylor, and P. Flint. A dexterous system for laryngeal surgery. In IEEE, editor, *International Conference on Robotics and Automation*, New Orleans, LA, April 2004.
  - [sur] [http ://www.parallemic.org/Reviews/Review002.html](http://www.parallemic.org/Reviews/Review002.html).
  - [TBR03] G. Thomann, M. Bétemps, and T. Redarce. The development of a bendable colonoscopic tip. In *2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 658–663, Taipei, Taiwan, September 2003.
  - [TCB<sup>+</sup>03] J. Troccaz, P. Cinquin, P. Berkelman, A. Vilchis, and E. Boidard. Surgical robots at tmc : where we are and where we go. In Dario and Chatila, editors, *International Symposium of Robotics Research*, volume 15 of *STAR*, pages 145–156, October 2003.
  - [TH07] Tzung-Cheng Tsai and Yeh-Liang Hsu. Development of a parallel surgical robot with automatic bone drilling carriage for stereotactic neurosurgery. *Bio-medical Engineering : Applications, Basis and Communications*, 19(4) :269–277, 2007.
  - [TL06] K.Y. Tsai and J.C. Lin. Determining the compatible orientation workspace of stewart-gough parallel manipulators. *Mechanism and Machine Theory*, 41 :1168–1184, 2006.
  - [TPM08] Kenjiro Takemura, Shinsuk Park, and Takashi Maeno. Control of multi-dof ultrasonic actuator for dexterous surgical instrument. *Journal of Sound and Vibration*, 311 :652–666, 2008.
  - [Tsa99] Lung-Wen Tsai. *Robot Analysis : The Mechanics of Serial and Parallel Manipulators*, chapter 8, pages 333–371. Wiley-Interscience, 1999.

- [WC02] Yunfeng Wang and Gregory S. Chirikjian. A diffusion-based algorithm for workspace generation of highly articulated manipulators. In *Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 2, pages 1525–1530, Washington, DC, May 2002.
- [WH98] Li-Chun T. Wang and Jen-Hsing Hsieh. Extreme reaches and reachable workspace analysis of general parallel robotic manipulators. *Journal of Robotics Systems*, 15(3) :145–159, 1998.
- [WL96] R. Worst and R. Linnemann. Construction and operation of a snake-like robot. In *IEEE International Joint Symposium on Intelligence and Systems*, Rockville, Maryland, USA, November 1996.
- [WOC06] R. J. Webster, A. M. Okamura, and N. J. Cowan. Toward active cannulas : Miniature snake-like surgical robots. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 2857–2863, 2006.
- [XGD<sup>+</sup>09] Kai Xu, Roger E. Goldman, Jienan Ding, Peter K. Allen, Dennis L. Fowler, and Nabil Simaan. System design of an insertable robotic effector platform for single port access (spa) surgery. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, St.Louis, USA, October 2009.
- [YHD03] H. Yamashita, D. Kim and N. Hata, and T. Dohi. Multi-slider linkage mechanism for endoscopic forceps manipulator. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2003)*, volume 3, pages 2577–2582, October 2003.
- [YLC07] H.-C. Yen, J.-J. Lee, and M.-S. Chen. Control for tendon-driven manipulators with flexible tendons using artificial potential field approach. In *12th IFToMM World Congress*, Besançon, France, June 2007.
- [YMM<sup>+</sup>06] H. Yamashita, K. Matsumiya, K. Masamune, H. Liao, T. Chiba, and T. Dohi. Two-dofs bending forceps manipulator of 3.5-mm diameter for intrauterine fetus surgery : Feasibility evaluation. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 1 (Suppl 1) :218–220, June 2006.
- [YQX07] Z. Yaqing, L. Qi, and L. Xionqwei. Initial test of a wire-driven parallel suspension system for low speed wind tunnels. In *12th IFToMM World Congress*, Besançon, France, June 2007.